



T.C

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNE UYGULANAN
FARKLI POLİSAJ YÖNTEMLERİNİN, MİKROORGANİZMA
TUTULUMUNA VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Dt. Sadı YARAR

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. Yalçın DEĞER

DİYARBAKIR-2021



T.C

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNE UYGULANAN
FARKLI POLİSAJ YÖNTEMLERİNİN, MİKROORGANİZMA
TUTULUMUNA VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Dt. Sadi YARAR

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. Yalçın DEĞER

Diyarbakır 2021

Bu araştırma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından DİŞ.20.008 numaralı proje olarak desteklenmiştir.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

...../...../20..

Arş. Gör. Dt. Sadi YARAR

imza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgisi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, tez çalışmamda desteği ve önerileriyle yanımda olan değerli danışman hocam Doç. Dr. Yalçın DEĞER' e

Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi' de Mikrobiyoloji Laboratuvarındaki çalışmaların planlanması ve yürütülmesindeki katkılarından ve yardımlarından dolayı Doç. Dr. Hakan TEMİZ' e

Tez sonuçlarının istatistiksel değerlendirilmesinde büyük yardımları ve katkıları olan Dr. Öğr. Üyesi Ersin UYSAL' a

Tez çalışmamdaki katkı ve desteklerinden ötürü arkadaşım Sevda ERKAN' a

İhtiyaç duyduğumda her zaman eğitimime katkıda bulunan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve birbirinden değerli çalışma arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında sevgileri ve fedakârlıklarıyla bana en büyük desteği vermiş olan eşim ve çocuğuma,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER KISALTMALAR.....	vii
RESİM LİSTESİ	viii
TABLO LİSTESİ	x
ÖZET.....	1
SUMMARY	3
1.GİRİŞ ve AMAÇ	5
2. GENEL BİLGİLER.....	7
2.1. Protez Kaidelerinin Tarihçesi ve CAD/CAM Tam Protezlerinin Gelişimi	7
2.2 Polimerler ve Polimerizasyon	9
2.3 Polimerin Uzaysal Yapısı ve Sınıflandırması	10
2.4. Polimerizasyon Tipleri	10
2.4.1 Katılma Polimerizasyonu	11
2.4.2. Kondansasyon Polimerizasyonu	12
2.5 Akrilik Kaide Materyallerinin Fiziksel Şekil ve Bileşimi.....	12
2.5.1 Toz (polimer)	12
2.5.2 Likit (monomer)	13
2.6. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması	14
2.6.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler.....	16
2.6.1.1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler	16
2.6.1.2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler.....	17

2.6.2. Prepolimerize CAD/CAM PMMA Bloklar.....	18
2.7. Geleneksel ve CAD/CAM Tam Protezlerin Karşılaştırılması	19
2.7.1. CAD/CAM Tam Protezlerin Geleneksel Tam Protezlere Göre Avantajları	23
2.7.3 CAD/CAM Tam Protezlerin Hazırlanma Aşamaları	24
2.8. İdeal Kaide Materyallerinde Aranılan Özellikler	25
2.9. Protez Kaidelerinin Tesviye ve Polisajı	26
2.9.1. Tesviye	27
2.9.2. Polisaj	27
2.9.2.1 Mekanik polisaj	27
2.9.2.2 Kimyasal polisaj	28
2.10. Yüzey Pürüzlülüğü	30
2.10.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	30
2.11. Oral Kavitede Biyofilm Formasyonu ve Biyoadezyon	31
2.11.1. Tükürük Pelikülü ve Biyoadezyon	31
2.11.2. Bakteriyel Kolonizasyon	32
2.12. Bakteriyel Adezyonu Etkileyen Faktörler	35
2.12.1. Çevre Şartları ve Ortam	35
2.12.2. Bakterilerin Özellikleri	35
2.12.2. 1. Bakteri hidrofobisitesi	36
2.12.2.2. Bakteri yüzey elektrik yükü	36
2.12.3. Serum ve Doku Proteinlerinin Etkisi	37
2.13. Protez Biyofilminin Kompozisyonu	37
2.14. Bakteriyel Adezyonu ve Biyofilmi İncelemekte Kullanılan Yöntemler	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler	43
3.2 Test Örneklerinin Hazırlanması	44

3.2.1. Isı İle Poimerize Olan Geleneksel PMMA Örneklerin Hazırlanması.....	44
3.2.2. Isı İle Polimerize Olan Enjekte Edilebilir PMMA Örneklerin Hazırlanması ..	45
3.2.3. Prepolimerize CAD/CAM PMMA Örneklerinin Hazırlanması.....	48
3.3. Deney Grupları ve Yüzey İşlemleri	49
3.3.1 Deney Grupları.....	49
3.3.2.Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması.....	50
3.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	51
3.5. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi	51
3.6. Bakteriyel Kolonizasyon Ölçümü	52
3.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	54
4. BULGULAR	55
4.1 Grupların Yüzey Pürüzlülükleri Açısından Değerlendirilmesi.....	55
4.1.1 Isı İle Polimerize Olan Geleneksel PMMA İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi	55
4.1.2. Isı İle Polimerize Olan Enjekte Edilebilir PMMA İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi	56
4.1.3. Prepolimerize CAD/CAM PMMA İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi	57
4.1.4. Mekanik Polisaj Grubu İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi.....	57
4.1.5. Palaseal(Ps) Grubu İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi	58
4.1.6. Optiglaze Color (Og) Grubu İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi	59
4.2. Grupların Bakteriyel Kolonizasyon Açısından Değerlendirilmesi	59
4.2.1. Isı İle Polimerize Olan Geleneksel PMMA İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi	60
4.2.2. Isı İle Polimerize Olan Enjekte Edilebilen PMMA İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi.....	61
4.2.3. Prepolimerize CAD/CAM PMMA İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi	62

4.2.4. Mekanik Polisaj Grubu İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi.....	62
4.2.5. Palaseal (Ps) Grubu İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi	63
4.2.6. Optiglaze Color (Og) Grubu İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi.	64
4.3. SEM Bulguları.....	64
5. TARTIŞMA	68
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	87
7. KAYNAKLAR.....	88
9.ORJİNALLİK RAPORU	108
10.ÖZGEÇMİŞ.....	109

SİMGELER KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
°	Derece
°C	Derece Santigrat
dk	Dakika
g	Gram
gf	Gram kuvvet
PMMA	Polimetil metakrilat
MMA	Metil metakrilat
mm	Milimetre
ml	Mililitre
mN	Milnewton
µm	Mikrometre
µ	Mikron
nm	Nanometre
N	Newton
Ra	Ortalama yüzey pürüzlülüğü
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım /Bilgisayar Destekli Üretim
PVS	Polivinil Siloksan
Sn	Saniye
cm	Santimetre
3D	Üç boyutlu
CNC	Bilgisayarlı Sayısal Kontrol
SEM	Scanning Electron Microscope (Tarama elektron mikroskobu)
kob	Koloni oluşturan birim

RESİM LİSTESİ

Resim 3. 1. Muflaya alınmış CAD/CAM mum örnekleri	44
Resim 3. 2. Mum eliminasyonu yapıldıktan sonra oluşan kalıp boşluğu.....	45
Resim 3. 3. Özel muflada oluşturulan enjeksiyon kanalı	45
Resim 3. 4. Sr ıvocap plus akrilik hamurunun hazırlanması; A. Kapsül içerisinde sr ıvocap plus akrilik tozu ve likiti; B. Likitle tozun karıştırılması; C. Kapsül içerisindeki karışımın vibratöre yerleştirilip karıştırılması; D. Kullanıma hazır akrilik hamuru	46
Resim 3. 5. A. Sıkıştırıcı düzenek ve mufla; B. Muflaya basınç uygulanması.....	46
Resim 3. 6. A. Sıkıştırılmış mufla; B. Özel bölmeye kapsülün yerleştirilmesi	47
Resim 3. 7. A. Basınç apareyinin mufla üzerine oturtulması; b. Polimerizasyon banyosunda muflalar	47
Resim 3. 8. Akrilik örneklerin üretilmesi için hazırlanan rehber mum örnek	48
Resim 3. 9. A. Örneklerin, prepolimerize CAD/CAM PMMA bloğunda kazıma öncesi tasarımı; B. Vhf K5 cam cihazı.....	48
Resim 3. 10. Prepolimerize CAD/CAM PMMA bloktan (On-Dent, İzmir, Türkiye) hazırlanan test örnekleri	49
Resim 3. 11. Hazırlanan tüm örnekler, A. Aşındırıcı- Parlatici Cihaz; B. Isı İle Polimerize Olan Geleneksel PMMA Örnekleri; C. Isı İle Polimerize Olan Enjekte Edilebilir PMMA Örnekleri; D. Prepolimerize CAD/CAM PMMA örnekleri.	50
Resim 3. 12. A. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı; B. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçümü.....	51
Resim 3. 13. A. Çalışmamızda kullanılan SEM Cihazı; B. SEM İncelemesi İçin altın-palladyum kaplanmış örnekler	52
Resim 3. 14. %5 koyun kanlı agar besiyerinde üreyen S. aureus kolonileri	54
Resim 4. 1. Mekanik polisaj uygulanan ısı ile polimerize edilen geleneksel PMMA örnek yüzeylerini gösteren SEM görüntüsü x500)	65
Resim 4. 2. Mekanik polisaj uygulanan enjekte edilebilir PMMA örnek yüzeylerini gösteren SEM görüntüsü X500)	65
Resim 4. 3. Mekanik polisaj uygulanan prepolimerize CAD/CAM PMMA örnek yüzeylerini gösteren SEM görüntüsü X500)	66

Resim 4. 4.Kimyasal polisaj uygulanan ısı ile polimerize edilen geleneksel PMMA örnek yüzeylerinin x500 büyütmede SEM görüntüsü.....	66
Resim 4. 5.Kimyasal polisaj uygulanan enjekte edilebilir PMMA örnek yüzeylerinin x500 büyütmede SEM görüntüsü.....	67
Resim 4. 6.Kimyasal polisaj uygulanan prepolimerize CAD/CAM PMMA örnek yüzeylerinin x500 büyütmede SEM görüntüsü.....	67



TABLO LİSTESİ

Tablo 2. 1. S. Aureus' un üreme ve toksin oluşturmaları için genel koşullar.....	34
Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan kaide materyalleri	43
Tablo 3. 2. Yüzey polisajında kullanılan materyaller	43
Tablo 3. 3. Deney Grupları.....	49
Tablo 4. 1. Gruplara ait yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları	55
Tablo 4. 2. Isı ile polimerize olan geleneksel PMMA örneklerine uygulanan polisaj yöntemlerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması	56
Tablo 4. 3. Isı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA örneklerine uygulanan polisaj yöntemlerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması.....	56
Tablo 4. 4. Prepolimerize CAD/CAM PMMA örneklerine uygulanan polisaj yöntemlerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması	57
Tablo 4. 5. Mekanik polisaj uygulanan farklı PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması	58
Tablo 4. 6. Palaseal uygulanan farklı PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması	58
Tablo 4. 7. Optiglaze color uygulanan farklı PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması.	59
Tablo 4. 8. Gruplara ait bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları.....	60
Tablo 4. 9. Farklı polisaj yöntemleri uygulanan ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar.....	61
Tablo 4. 10. Farklı polisaj yöntemleri uygulanan ısı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar.....	61

Tablo 4. 11. Farklı polisaj yöntemleri uygulanan prepolimerize CAD/CAM PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar.....	62
Tablo 4. 12. Mekanik polisaj uygulanan farklı PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar	63
Tablo 4. 13. Palaseal (Ps) uygulanan farklı PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar	63
Tablo 4. 14. Optiglaze color (Og) uygulanan farklı PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar	64



ÖZET

Protez Kaide Materyallerine Uygulanan Farklı Polisaj Yöntemlerinin, Mikroorganizma Tutulumuna Ve Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin İncelenmesi

Sadi YARAR

Danışman: Doç. Dr. Yalçın DEĞER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Amaç: Çalışmamızın amacı; farklı tipteki PMMA (poli metil metakrilat) protez kaide materyallerine uygulanan çeşitli polisaj işlemlerinin, kaide materyalinin, yüzey pürüzlülüğü ve mikroorganizma tutulumu üzerindeki etkisini incelemektir.

Gereç ve Yöntem: Isı ile polimerize olan geleneksel PMMA(G), ısı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA(E) ve prepolimerize CAD/CAM PMMA (CAD/CAM) protez kaide materyallerinden 60' ar adet örnek hazırlanmıştır. Tüm örnek yüzeyleri 800, 1000, 1200 ve 2500 grid' lik silikon karbid zımparalarla zımparalanmıştır. Her bir protez kaide materyaline ait örnekler farklı polisaj yöntemlerinin uygulandığı 3 alt gruba ayrılmıştır (n=20). Birinci gruba mekanik polisaj (M), diğer iki gruba ışıkla polimerize olan glaze likitleriyle [Palaseal (Ps), Optiglaze Color (Og)] kimyasal polisaj uygulanmıştır.

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde profilometre cihazı kullanılmıştır. Bir gün sonrasındaki bakteriyel kolonizasyonu değerlendirmek için; kültürel sayım yöntemlerinden, koloni sayım yöntemi kullanılmıştır. Tüm bu ölçümlerden elde edilen veriler Varyans Analizi kullanılarak değerlendirildi ve ortalamaların çoklu karşılaştırılmasında; Bonferroni Corrected testi kullanıldı (p=0.05).

Yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel kolonizasyon arasındaki etkileşim Pearson Sıra Korelasyon testi ile incelendi. Aralarındaki ilişkinin tespiti için Regresyon Analizi yapıldı.

Bulgular: Genel olarak PMMA kaide materyalleri karşılaştırıldığında; en düşük ortalama yüzey pürüzlülük (Ra) değerleri ve bakteriyel kolonizasyon değerleri CAD/CAM gurubunda elde edilmiştir. Polisaj yöntemleri karşılaştırıldığında; en düşük ortalama yüzey pürüzlülük (Ra) değerleri M gurubunda elde edilmiştir. Bakteriyel kolonizasyon ölçümü sonucunda; standardize mekanik polisajla diğer gruplara göre daha düşük kolonizasyon değerleri elde edilmiştir.

Sonuç: Çalışmamızda kullandığımız farklı tipteki PMMA kaide materyalleri yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırıldıklarında aralarında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmadı, ancak bakteri kolonizasyonunda önemli farklılıklar bulundu. Çalışmamızın sonucunda mekanik polisajın genel olarak ışıkla aktive olan glaze ajanlarına göre daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür.

Anahtar kelimeler: CAD/CAM PMMA, yüzey pürüzlülüğü, akrilik rezin, mekanik polisaj, polimetilmetakrilat, Dijital CAD/CAM protezler.

SUMMARY

Investigation of the Effect of Different Polishing Methods on the Microorganism Adhesion and Surface Roughness of Denture Base Materials.

Sadi YARAR

Adviser of Thesis: Doç. Dr. Yalçın DEĞER

Department of Prosthodontics

Purpose: The purpose of our study; to investigate the effects of various polishing processes that applied to different types of PMMA (poly methyl methacrylate) denture base materials on the surface roughness and microorganism adhesion of denture base material.

Material and Methods: 60 specimens were prepared for each of conventional heat-polymerized PMMA (G), injection heat-polymerized PMMA (E) and pre-polymerized CAD/CAM PMMA (CAD/CAM) denture base materials. All specimens were wet grounded with 800, 1000, 1200 and 2500 - grit silicone carbide abrasive paper. The prepared specimens were divided into 3 sub-groups (n=20) for different polishing procedures. Mechanical polishing (M) was applied to the first group and the other two groups were chemically polished with photo-activating glazes [Palaseal (Ps), Optiglaze color (Og)].

A profilometer was used to evaluate the surface roughness. Bacterial colonization after one day were evaluated by colony counting technique. A multi comparison of variance was used to statistically analyze the result data and the average value was used compared by Bonferroni Correction Test ($p=0.05$).

The Pearson Rank Correlation test was used to evaluate the relationship between surface roughness and bacterial colonization. To determine the relationship between them, Regression Analysis were used.

Results: In general, when PMMA base materials were compared, the lowest average surface roughness (Ra) values and bacterial colonization values were obtained in CAD/CAM group. When the polishing methods were compared, the lowest average surface roughness (Ra) values were obtained in the M group. As a result of bacterial colonization measurement, lower colonization values were obtained with M compared to other groups.

Conclusions: When the different types of PMMA base materials that used in our study were compared in terms of surface roughness, no statistically significant difference was found between them, but significant differences were found in bacterial colonization. As a result of our study, it has been observed that mechanical polishing generally provides better results than light-activated glazing agents.

Key Words: CAD/CAM PMMA, surface roughness, polymethylmethacrylate (PMMA), digital CAD/CAM dentures, mechanical polishing, chemical polishing.

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Protetik diş hekimliğinin amaçları arasında, geleneksel yöntemlerle üretilen hareketli protezlerin üretim süreci ile ilişkili dezavantajları azaltmak ve polimetil metakrilat (PMMA) malzemesinin özelliklerini geliştirmek yer almaktadır. Hareketli protezlerin üretiminde, bilgisayar destekli tasarım ile bilgisayar destekli üretim (CAD/ CAM) teknolojisinin kullanılmasıyla geleneksel yöntemlerde karşılaşılan sorunların ve hareketli protezlerin üretim süreciyle ilgili zorlukların azalması beklenmektedir (1). CAD/CAM’de kullanılan PMMA bazlı materyaller, kimyasal yapı, mekanik özellikler ve polimerizasyon prosedürleri açısından geleneksel PMMA’lardan farklıdır. Bu polimerler, yüksek sıcaklık ve basınç altında standart endüstriyel koşullarda elde edildiğinden, düşük artık monomer ve yüksek derecede çapraz bağlantı içerirler. Bu özelliklerinden dolayı, geleneksel alternatifleriyle karşılaştırıldığında, daha üstün biyolojik ve mekanik özellikler sağlayabilirler (2-4).

Protez üretiminde kullanılan malzemelerin yüzey pürüzlülüğü, plak oluşumu ve materyalin renklenmesini etkilediği için klinik olarak önemlidir (5-7).

Yüzey pürüzlülüğü, protezle temas halindeki ağız dokularının sağlığını direkt etkileyen önemli bir özelliktir. Çalışmalar, mikroorganizmaların pürüzlü yüzeylere adezyonunun, pürüzsüz yüzeylere göre daha yüksek olduğunu ve pürüzlü yüzeylerin korunaklı bir ortam oluşturarak mikroorganizmaların oral hijyen yöntemleriyle uzaklaştırılmasını zorlaştırdığını göstermiştir (8-12). Hareketli protez kullanan kişilerde, protez stomatitine bağlı olarak sıklıkla ağız içi lezyonlar görülür. Staphylococcus aureus (S.aureus) oral mukozaya yüksek yapışma özelliğine sahip ve protez stomatiti gibi ağız mukozası lezyonlarına neden olabilen bir bakteri türüdür (13).

Akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğü, polisajın etkileri, bakteriyel adezyon ve plak oluşumu ile ilgili araştırılma sıklığı, dişhekimliğinde kullanılan diğer materyallere göre daha düşüktür (14). Günümüzde, daimi protez yapımında kullanılan farklı özelliklere sahip akrilik rezinlerin, in vitro koşullarda farklı polisaj işlemleri ile uyumluluğu ve çeşitli polisaj prosedürlerine bağlı olarak bakteriyel kolonizasyon durumunun belirlenmesiyle ilgili az sayıda çalışma olduğu görülmektedir.

Çiğneme ve mekanik temizliğin neden olduğu abrazyon, kötü ağız hijyeni ve tükürük miktarının azalması, yüksek plak birikimine yol açabilir; ayrıca stomatite ve oral kandidiyazise neden olabilir (15). Bu nedenle, mikroorganizmaların tam protez yüzeyine tutunmasını azaltmak için genellikle mekanik polisaj veya kaplama (glaze) işlemleri yapılır (16-18).

Güncel literatürde, mekanik polisaj uygulanmış CAD/CAM tam protez yüzeyinin geleneksel tam protez yüzeyinden daha pürüzsüz olduğuna dair belirgin bir kanıt sunulmamıştır. Ayrıca glaze prosedürü, geleneksel polisaj ile karşılaştırıldığında eleştirel bir şekilde değerlendirilmelidir. Bu bakış açısı, bakteriyel adezyon, uzun vadeli başarı ve tüm rehabilitasyonun etkinliği ile ilgilidir. Bu nedenle, bu çalışmanın amacı, prepolimerize CAD/CAM PMMA, ısı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA ve geleneksel PMMA protez kaide materyallerinin cilalanabilirliğini araştırmak, geleneksel mekanik polisaj ve farklı ajanlarla yapılan glaze işleminin PMMA kaide malzemelerinin yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel kolonizasyonu üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

Çalışmamızda oluşturduğumuz sıfır hipotezlerine göre;

1. Materyallere uygulanan farklı yüzey bitirme ve polisaj işlemleri sonucunda farklı tipteki PMMA kaide materyalleri arasında yüzey pürüzlülüğü açısından fark yoktur.
2. Uygulanan farklı yüzey bitirme ve parlatma işlemleri sonucunda kullandığımız farklı materyaller arasında bakteriyel adezyon açısından fark yoktur.
3. Kullanılan farklı tipteki PMMA protez kaide materyallerine uygulanan çeşitli polisaj işlemlerinin kaide materyalinin yüzey pürüzlülüğü, ve mikroorganizma kolonizasyonunu etkilemediği şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

Geçmişten günümüze protez kaidelerinin yapımında pek çok değişik materyaller kullanılmıştır. Başlangıçta 1800' lü yılların sanatı olan el oyması ile fildişi, kemik, tahta gibi doğal materyaller kullanılarak kaideler oluşturulmuş, daha sonra döküm ve işleme metotlarının gelişmesiyle birlikte bunlara porselen, metal ve metal alaşımlarından elde edilen kaideler de eklenmiştir.

Ancak bu ilerlemelere rağmen estetik ve mekanik beklentiler istenilen düzeye gelmemiştir. Üretim aşamalarının uzun sürmesi, daha iyi el becerisi gerektirmesi ve bu nedenle pahalı olmaları, daha ucuz, daha iyi doku uyumuna ve fiziksel özelliklere sahip bir kaide malzemesi arayışına yol açmıştır (19-21).

2.1. Protez Kaidelerinin Tarihçesi ve CAD/CAM Tam Protezlerinin Gelişimi

1839'da Dr. Charles Goodyear, doğal kauçuğu sülfürle karıştırarak 'Vulkanit' olarak adlandırılan vulkanize kauçuğu bulmuştur. 1853 yılında, ilk Vulkanit protez kaidesi yapılmıştır. Kalıplanması ve şekillendirilmesi kolay yapılabilen bir termoplastik malzeme olması, tükürük ile reaksiyona girmemesi ve çözünmemesi, çiğneme kuvvetlerine uzun yıllar dayanması gibi avantajlara sahip olmasına rağmen, koyu kahverengi ve opak olması nedeniyle estetik beklentileri karşılamamıştır.

1869'da daha ucuz ve daha doğal bir rengi olan 'selüloit', vulkanite alternatif olarak geliştirilmiş, ancak zamanla şekil değiştirmesi, kötü kokması ve renk değiştirmesi gibi dezavantajlarından dolayı, 'selüloit'in kullanımı bitmiştir. 1891'e kadar Vulkanit yaygın kullanımı olan bir protez kaide materyali olmuştur (19, 20, 22).

1910'dan 1950'ye kadar olan dönem, 'Termoplastik dönem' olarak adlandırılabilir. Sonrasında polimer teknolojisi ilerlemiş ve çapraz bağlı polimerler bulunmuştur.

Yüzyılın ilk otuz yılında günümüzde de çeşitli alanlarda hala kullanılmakta olan yeni materyaller geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları, polistiren, polivinil akrilik, poliamid ve epoksi rezindir (19, 20).

İlk olarak 1936 yılında, poli metil metakrilat (PMMA) protez kaide materyali olarak, Vernonite ismiyle piyasaya sunulmuştur.

1946 yılına gelindiğinde protez kaide materyali olarak PMMA akrilik rezinler hakim olmuştur. PMMA günümüzde de, en yaygın kullanılan protez kaide materyalidir (20, 22-30).

Son zamanlarda akrilik kaide materyallerine cam, karbon, polipropilen, polietilen lifler ve kauçuk gibi malzemenin fiziksel özelliklerini artırabilen katkı maddeleri eklenerek; “güçlendirilmiş akrilik rezinler” geliştirilmiştir (31). Güncel yöntemlerden biri de, protez kaide polimerlerine antifungal, antiseptik ilaçlar ve metal nanopartiküller ekleyerek antimikrobiyal özelliklere sahip polimerler üretmektir (32-34).

1994 yılında, Maeda ve arkadaşları (35) da dahil olmak üzere bir grup Japon araştırmacı, ışıkla polimerize olan akrilikten tam protez üretmek için bilgisayar destekli hızlı prototipleme teknolojisinin kullanımına ilişkin ilk raporu açıklamışlardır. Bu araştırmacılar, 3D lazer tarayıcılar ve kameralar ile silikon ölçüyü taradıktan sonra, 3 boyutlu (3D) lazer lithografi metoduyla ışıkla polimerize olan akrilikten kaide üretilip, daha sonra diş rengindeki kompozit rezinden üretilen suni dişleri yapılan bu kaideye bağlayarak tam protez yapımını başarmışlardır.

1997 yılında Kawahata ve arkadaşları (36), hastanın mevcut protezinin tarandıktan ve dijital olarak kopyalandıktan sonra CNC (Computer Numerical Control) freze ekipmanında model yapım mumu kullanılarak protezin dublikatının yapılması kavramını açıklamışlardır.

Busch ve Kordass (37) ilk olarak; taramış dişsiz modellerden elde edilen anatomik ölçümlerin ortalama değerlerini kullanarak özel bilgisayar yazılımları ile suni diş diziminin uygulanabilirliğiyle ilgili incelemeler yapmışlardır.

Sun ve ark. (38) dişsiz modelleri ve oklüzal şablonları taramış ve bu taramalarla elde edilen verileri kullanabilecekleri bir teknik geliştirmişlerdir. Sanal diş dizimi ve muflalamanın yapılabildiği yeni bir program geliştirerek, elde edilen sanal muflalar hızlı prototipleme yöntemiyle üretilerek, suni dişler mufladaki yerlerine yerleştirildikten sonra protezi konvansiyonel yöntemle elde edilmiştir.

Wu ve arkadaşları (39) 2010 yılında, CAD/CAD teknolojisi ile lazer hızlı prototipleme yönteminin beraber kullanılması sonucunda total protezler için titanyum metal kaidelerin de elde edilebileceğini bildirmişlerdir. Sonraki yıllarda ise, birçok araştırmacı diş dizimlerinin dijital olarak hazırlanması, total protezlerin taranmasında Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)'nin kullanılması ve üretim aşamasında ise CNC milleme ve hızlı prototipleme teknolojilerinin kullanılması ile ilgili araştırmalarıyla bu alanın gelişmesine katkıda bulunmuşlardır (40-43).

Kanazawa ve ark. (40), hastanın bulunan tam protezinin 3D KIBT taramalarını kullanarak, mukoza yüzeylerini ve çeneler arası ilişkiyi tespit etmişlerdir. Daha sonra 3D CAD yazılımı ile tasarladıkları sanal protezleri, CNC cihazında frezeleyerek, suni dişleri elde edilen bu kaide plağına tuturmuşlardır.

2012 yılında Goodacre ve ark. (41) 3 eksenli bir freze makinesi kullanılarak şeffaf plastikten frezelenmiş konsept bir CAD/CAM tam protezi kullanan hasta tedavisine ilişkin ilk klinik raporu yayınlamışlardır. Bu protezde akrilik dişler, frezeleme sırasında oluşturulan yuvalara manuel olarak yapıştırılmıştır. Milling işlemiyle üretilen protez kaidesi interdental papillaya sahip olmamasına ve belirgin frez izlerine sahip olmasına rağmen, bu klinik prosedür kabul edilmiştir. Araştırmacılar ayrıca, 5 eksenli freze makinesi ve daha küçük milling aletleri kullanılarak prepolimerize PMMA'dan yapılmış, klinik olarak kullanılan başka CAD/CAM tam protez örnekleri de tanıtmışlardır. Bu protezlerde de dişler, kaideye manuel olarak yapıştırılmıştır ve bu tarihten sonra da CAD/CAM tam protezler klinik olarak kullanıma girmiştir.

2.2 Polimerler ve Polimerizasyon

Polimer, çok kısımlı anlamındadır (Poli: çok, mer: kısım). Polimerler, yapısal olarak monomer olarak adlandırılan çok sayıda tekrar eden birimden oluşur. Bir mer, polimeri oluşturan ve polimere ismini de veren temel kimyasal birimdir.

Örneğin; polistiren, stiren birimlerinden meydana gelen bir polimerdir. Monomer olarak isimlendirilen bu düşük moleküler ağırlıklı baz birimlerinin, yüksek moleküler ağırlıklı bir bileşik olan polimeri oluşturmak üzere kovalent bağlarla birbirine bağlanması işlemine polimerizasyon denir. Bir polimer molekülünün

moleküler ağırlığı, polimeri oluşturan her bir monomerin tek tek molekül ağırlıklarının toplamıdır.

Polimer molekülleri, binlerce hatta milyonlarca mer içerebilir. Tüm bu monomerler aynı veya farklı türde olabilir. Benzer monomer türleri bir bileşik oluşturmak için birleşirse buna "homopolimer" denir. Metil metakrilat merlerinden oluşan PMMA bir "homopolimer" örneğidir. Bir polimeri oluşturmak üzere iki farklı monomer türü birleşirse, buna da "kopolimer" denir. Fiziksel özellikleri iyileştiren bu polimerizasyon reaksiyonuna da, "**kopolimerizasyon**" denir (19, 21-23, 26, 30).

2.3 Polimerin Uzaysal Yapısı ve Sınıflandırması

Polimerlerin üç temel uzaysal yapısı vardır: bunlar doğrusal, dallara ayrılmış ve çapraz bağlantılılardır.

Doğrusal ve dallara ayrılmış polimerlerde; monomerler birbirlerine zayıf ve fiziksel bağlarla bağlıdır. Ortam ısısı yükseldiğinde bu bağlar kopar, zincirler birbirleri üzerinde kayabilecek duruma gelir ve materyal rijit olmayan bir kıvam kazanır. Isının düşürülmesi ile beraber bağlar tekrar oluşur, eski halini alır ve sertleşme reaksiyonu meydana gelir. Gerçekleşen bu işlemde kimyasal bir değişiklik durumu söz konusu değildir. Bu tip polimerlere, "**termoplastik polimerler**" denir. Polistiren, polivinil akrilikler, PMMA bu tür materyallerin örnekleridir.

Çapraz bağlantılı polimerlerde; ağ örgüsü kovalent bağlı atomlardan oluşurken, ana bağlantılar zincirler arasında meydana gelir. Dolayısıyla polimer tek bir büyük makromolekül şeklinde meydana gelir. Çapraz bağlı bir polimerde, zincirler ısıtma nedeniyle birbiri üzerinden hareket etmez. Bu nedenle ısıtıldıklarında bile sertliklerini korurlar ve "**termoset polimerler**" olarak adlandırılırlar. Silikonlar, cispoliisopren, bisfenol A-diakrilat ve çapraz bağlantılı PMMA bu grubun örnekleridir (19, 26).

2.4. Polimerizasyon Tipleri

Katılma polimerizasyonu ve Kondansasyon Polimerizasyonu olmak üzere iki tip polimerizasyon vardır.

2.4.1 Katılma Polimerizasyonu

Bu tip polimerizasyonda, iki molekül üçüncü, daha büyük bir molekülü oluşturmak için birbirine bağlanır. Katılma polimerizasyonu, monomer ile tekrar polimerize edilebilen reaktif bir grup oluşturması açısından diğer polimerizasyon türlerinden farklıdır (22). Başlatıcı olarak isimlendirilen reaktif grup, iyonik veya serbest köklü olabilir. Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan rezinlerin çoğu serbest köklerin açığa çıktığı metotla elde edilmektedir (22, 24). Bu serbest köklerden biri monomer molekülleri ile etkileşime girer ve farklı bir serbest kök oluşturur. Oluşan bu yapı başka bir monomer molekülüne bağlanır ve zincir reaksiyonu bu şekilde ilerler. Bu reaksiyon basit bir reaksiyon olmasına rağmen kontrol edilmesi son derecede zordur. Reaksiyonlar ekzotermiktir ve çok fazla ısı açığa çıkar (24).

Diş hekimliği polimerlerinde başlatıcı olarak en çok benzoil peroksit kullanılır. Reaksiyonda hiçbir yan ürün meydana gelmez (22-24).

Katılma polimerizasyonu dört aşamada meydana gelir:

1- Aktivasyon: Başlatıcı ajanın ısıyla, kimyasal yolla veya ışıqla aktivasyonu gerçekleştirilir. PMMA' da bu işlem, benzoil peroksidin ısı etkisiyle parçalanarak serbest kökler oluşturmasıyla meydana gelir. Otopolimerize akriliklerde, aynı olay, muflanin kaynatılmasıyla oluşan ısı yerine dimetil-para-toluidin ya da dihidroksietil-para-toluidin gibi kimyasalların etkisiyle meydana gelir.

2- Başlama: Polimerizasyon reaksiyonun başlaması, aktivasyon sonucu oluşan serbest kökün monomerle reaksiyona girmesiyle meydana gelir.

3- İlerleme: Reaksiyon sonucunda oluşan serbest kökler monomerlerle tekrar reaksiyona girerek yeni serbest kökler meydana getirir. Bu biçimde bir zincirleme tepkimesi başlar ve monomerler hızla polimere haline gelirler.

4- Bitiş: Kitlenin ihtiva ettiği monomer molekülleri polimere dönüşünceye kadar bu zincirleme tepkimesi sürer. Ama kitle içinde bir miktar monomer daima kalır ve buna 'artık monomer' denir. Gerçekte polimerizasyon hiç bitmeyen bir süreçtir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar

ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluşturur ki, bunlar ilave reaksiyona uğramazlar (22, 26).

Hidrokinon, öjenol ve oksijen gibi bazı kimyasallar polimerizasyon tepkimesinin hızlı gerçekleşmesini engeller. Hidrokinon bağlı olmayan köklerle reaksiyon girerek çoğalmayı yavaşlatır ve metil metakrilat monomerinin erken polimerizasyonunu geciktirir. Monomerin raf ömrünü uzatmak için içine hidrokinon gibi reaksiyonu inhibe eden bir kimyasal madde katılabilir (21, 23, 24, 26).

2.4.2. Kondansasyon Polimerizasyonu

İki molekülün daha büyük bir üçüncü ürün oluşturmak için reaksiyona girdiği bir polimerizasyon türüdür. Kondansasyon reaksiyonu, ilave tipi polimerizasyonu reaksiyonundan farklıdır. Çünkü bu reaksiyonun bir sonucu olarak su, alkol, amonyak ve halojen asitleri gibi küçük moleküllü yan ürünler oluşur. Bu prosedürde polimerizasyon işlemi bir kondansasyon reaksiyonu ile ilerleyip polimerin moleküler ağırlığı sürekli artar ve polimerizasyon sonunda çok büyük bir değere ulaşır. Dimer, iki monomer molekülünün birleşmesiyle oluşur. Dimere bir monomer eklenmesiyle trimer ve bir monomer molekülü daha eklenerek tetramer oluşur. Reaksiyon bu yolla devam ederek monomerler birbirlerine eklenir ve zinciri büyütürler. Kondansasyon yöntemiyle ile polimer oluşumu çok yavaş bir süreçtir. Moleküller büyük bir boyuta ulaştığında hareketlilik ve sayılarının azalması nedeniyle süreç yavaş yavaş durur.

Diş hekimliğinde kullanılan polisülfid ve silikon ölçü maddelerinin polimerizasyonu, kondansasyon reaksiyonuyla gerçekleşir (23, 24, 26).

2.5 Akrilik Kaide Materyallerinin Fiziksel Şekil ve Bileşimi

Protez kaide akrilikleri genellikle toz (polimer) ve likit (monomer) formunda diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur. Güncel olarak en yaygın kullanılan protez kaide materyali; metakrilik asitin metil esteri olan metil metakrilatın polimerizasyonu ile oluşan PMMA polimerleridir.

2.5.1 Toz (polimer)

Tozun çoğunluğu, 100 mikrona (μ) kadar çapa ulaşan farklı büyüklüklerde, küresel PMMA taneciklerinden oluşur. Büyük PMMA bloklarının toz haline

getirilmesi ile bu küçük şeffaf küresel parçacıklar elde edilir. Mikroskop altında gözlemlendiğinde inci şeklinde görünür.

Polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için, çoğunlukla benzoil peroksit veya daha az kullanılan diizobütil azonitril, toza % 0.5-1.5 oranında eklenir.

Polimerin rengini ağızdaki dokulara benzetmek için, civa sülfid (kırmızı), demir oksit (kahverengi) ve karbon siyahı gibi çeşitli pigment ve boya maddeleri toza eklenir. Bu maddeler, polimer parçacıklarına ya başlangıç polimerizasyonu esnasında veya polimerizasyon tamamlandıktan sonra mekanik olarak ilave edilirler. Eskiden katılan kadmiyum sülfid (sarı) ve kadmiyum selenit gibi bileşikler kadmiyumun toksik yapısından kaynaklı günümüzde uygulamadan kaldırılmıştır (23, 26, 30).

Ayrıca ağız mukozasındaki damarsal oluşumların ve kapillerlerin tabii yapısına benzetmek için pigmentle boyanmış naylon ya da, akrilik fiberler ve zirkonyum silikat benzeri inorganik materyaller de toza ilave edilmektedir (22, 23, 25, 26, 30).

Radyoopasite özelliği kazandırmak için, çinko oksit ile titanyum oksit bileşiklerinden faydalanılır. Bizmut tuzları da, opaklık vermek amacıyla kullanılabilir. %10-15 oranında bizmut tuzu ilavesi ile elde edilen protezler biyouyumlu olmakla birlikte; suda çözünürlüğü artmakta, protezin görünümü bozulmakta ve kullanım kalitesi azalmaktadır (26, 30). Moleküler ağırlığı yüksek olan PMMA'nın monomerde çözünürlüğünü arttırmak ve rezinin ağız sıvılarında bozulmasını engellemek amacıyla; dibütil fitalat gibi plastikleştirici materyaller % 8-10 oranında toza veya likite eklenmektedir (23).

2.5.2 Likit (monomer)

Likitin ana yapısını oluşturan metil metakrilat (MMA); şeffaf, renksiz, kendine özgü kokusu olan, 100.3 °C sıcaklıkta kaynayan, viskozitesi düşük ve uçucu bir sıvıdır (22, 30).

Monomerlerin polimerizasyonu; ısı, ışık ve havadaki oksijen ile kolaylıkla gerçekleşebilir. Hidrokinon, polimerizasyonu önlemek ve raf ömrünü uzatmak için inhibitör olarak % 0.003 -% 0.1 konsantrasyonda eklenir. Çapraz bağlantı ajanlarının

ilave edilmesi; protez kaidesinin küçük yüzey çatlaklarına ve çizilmelere karşı direncini artırır. Çapraz bağlantı ajanı olarak sıklıkla yararlanılan madde, % 2- 14 ölçüsünde eklenen glikol dimetakrilattır (26, 30).

Sadece otopolimerizan akrilikler aktivatör ihtiva ederler. Bir organik amin veya farklı bir organik aktivatör, peroksit ile kimyasal tepkimeye girerek monomerin polimerizasyonunu karşılayacak serbest kökleri meydana getirir (22, 30).

2.6. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan protez kaide materyalleri için farklı sınıflandırmalar yapılmıştır.

Polimerin yapısal özelliklerine göre, ısı ve basınç altında şekil verebilme ve şekil verildikten sonra sahip olduğu özelliklere göre, polimerizasyon yolu ve polimerizasyon tekniğine bağlı olarak farklı sınıflandırmalar bulunmaktadır (44).

Günümüzde en sık kullanılan kaide materyali olan akrilik rezinlerden başka; vinil rezinleri, polisitren, epoksi rezin ve polikarbonat, poliüretan, siyanoakrilat gibi diğer bazı rezin tipleri de vardır.

•**Vinil rezinleri;** Bu rezinlerde PMMA yerine bir vinil klorür, vinil asetat kopolimer kullanılmaktadır. Vinil kopolimeri MMA monomeri ile doyurularak plastik bir jel haline getirilir. Oluşan bu jel muflaya yerleştirilip ısı ile polimerleştirilir, elde edilen rezin PMMA ve vinil kopolimeri rezininin bir karışımıdır. Vinil akrilikler abrazyonlara karşı en dayanıklı maddedir (26).

•**Polisitren;** termoplastik tipte şeffaf bir rezindir. Birçok kimyasal çözücüye dirençli olmasına rağmen bazı spesifik organik çözücülerde çözünür. Bu yüzden protez kaidesi yapımında kullanımı sınırlıdır. Isıtılarak hamur haline getirilir ve enjeksiyon metodu kullanılarak basınç altında muflaya enjekte edilir. Dokuya adaptasyonu iyi kaide plakları yapmak için ısıtıldığında rahatça yumuşatılıp direkt muflaya koyulan polisitren levhalar da mevcuttur.

•**Epoksi rezinleri;** çeşitli metal, tahta ve cama yapışma açısından kendine has özelliklere sahip termoset rezinlerdir. Protez kaide materyali olarak, birçok modifiye

epoksi rezin üretilmiştir. Bu rezinlerin belirli avantajları olmasına karşın renk stabilitesi yetersizliği, su emilimi ve hassasiyet benzeri eksiklikleri giderilememiştir.

• **Polikarbonat, poliüretan, siyanoakrilat** ise; diğer rezin sistemleridir. Polikarbonat rezinler; protez kaide maddesi ve dolgu rezinleri olarak kullanılır. Fiziksel özellikleri PMMA'ya benzerdir ama darbelerin neden olduğu kırılmalara karşı daha dirençlidirler. Fakat, yumuşama sıcaklığının yüksek olması ve karışık araçlara duyulan ihtiyaç nedeniyle, bir kaide veya restorasyon materyali olarak kullanımı yaygın değildir. Siyano akrilatlar, cerrahi dikişlerde ve periodontal kapatmalarda sadece deneme amaçlı kullanılır, çünkü polimerize olup nem varlığında biyolojik olarak yapılarını kaybederler. Poliüretan rezinleri ise kaide maddesi olarak denenmektedir (23).

Polimerizasyon yolu ve metoduna göre protez kaide akrilikleri aşağıdaki şekilde kategorize edilebilir:

I- Isı ile polimerize olan akrilik rezinler

1- Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler

- A- Doldurucusuz akrilik rezinler,
- B- Güçlendirilmiş akrilik rezinler,
 - Metal ile güçlendirilmiş olanlar,
 - Lastik ile güçlendirilmiş olanlar,
 - Lif ile güçlendirilmiş olanlar,

2- Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler.

II-Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler

- 1- Konvansiyonel akrilik rezinler,
- 2- Akışkan akrilik rezinler,
- 3- Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılan akrilik rezinler,

III- Görünür ışık ile polimerize olan akrilik rezinler,

IV- Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (45).

V- Prepolimerize CAD/CAM PMMA bloklar

2.6.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Reziner

Isı ile polimerize olan akrilik rezinler, protez kaidelerinin üretiminde en güncel ve en yaygın kullanılan kaide materyalleridir. Bu materyallerin polimerizasyonu için gereken ısı enerjisi suda kaynatılarak veya bir mikrodalga fırın aracılığıyla sağlanabilir (24).

Isı ile polimerize olan akrilik rezinlerin kullanım biçimi çoğunlukla toz-likit şeklindedir. Toz kısım polimerize edilmiş PMMA tanecikleri ve az miktarda benzoil peroksit içerir ve çoğu zaman polimer olarak isimlendirilir. Sıvı kısmın ise, polimerize olmamış MMA ve küçük bir oranda hidrokinon içerir (24).

Isı ile polimerize olan rezinler iki şekilde polimerize edilebilirler:

2.6.1.1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler

Günümüzde protez kaide plağı yapımında kullanılan en yaygın yöntemdir. Akrilik rezin hamurunun mufladaki protez boşluğuna yerleştirilip preslenmesi ve sıcak suda polimerize edilmesi prensibine dayanmaktadır. Bu teknikte toz (polimer), likit (monomer) ve pirinç metalinden üretilmiş geleneksel muflalar kullanılır. Polimer- monomer ölçüsü hacimsel olarak 3:1 dir (45). Bu şekilde polimer taneciklerini ıslatmaya yetecek, fakat artık monomer kalmasına dolayısıyla da, polimerizasyon büzülmesinin artmasına neden olmayacak kadar monomer kullanılmaktadır (24). Toz ve likit eşit olarak karıştırılmamışsa, protezin dayanıklılığında azalma, porozite oluşumunda artış ve renginde bozulma oluşur.

Polimer içindeki monomerin işlevi, muflaya yerleştirilebilecek kıvamda bir plastik kütle oluşturmaktır. Bu da polimerin monomerde kısmen erimesiyle gerçekleşir. Polimer ile monomerin fiziksel reaksiyonu 4 aşamada gerçekleşir.

Bunlar; ıslak kum aşaması, liflenme aşaması, hamur veya çalışma aşaması ve lastik aşamasıdır. Muflalama hamur aşamasında yapılır (23).

Sıcak su içerisinde polimerizasyon işlemi iki türlü gerçekleştirilebilir. Hızlı kaynatma işleminde; muflalar preslendikten sonra brit ile sıkılır ve soğuk su dolu bir kap içine tamamı ile suyun içine gömülecek şekilde yerleştirilir. Isı kaynağı uygun şekilde ayarlanarak en az yarım saatte suyun kaynama derecesine gelmesi ve kaynar halde de en az yarım saat kalması sağlanır. Sonra muflalar kendi suyu içinde ya da sudan çıkartılarak soğumaya terk edilir.

Yavaş kaynatma işleminde ise muflalar 65°C'de su içerisinde 8 saat (44), ya da 7 saat 70°C'de ve ardından 3 saat 100°C'de(26) bırakılmak suretiyle polimerize edilir. Isı ile polimerize olan rezinlerin avantajları; yeteri kadar estetik olmaları, elverişli camsı geçiş ısısına sahip olması, uygulanması ve üretiminin pratik olması, az maliyetli olması, tesviye ve cilalama prosedürlerinin basit olmasıdır.

Artık monomerlerin alerjik reaksiyonlara neden olması, darbe dayanımının yetersiz olması, yorgunluk ömrünün uzun olmaması, bükülme dayanıklılığının yetersiz olması ve radyolusent olmaları; ısı ile polimerize edilen akriliklerin dezavantajlarıdır (19).

2.6.1.2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler

Bu yöntemde akrilik hamuru işlem süresince uygulanan 6 atmosferlik hava basıncı altında özel mufla içerisindeki protez boşluğuna enjeksiyon yöntemiyle gönderilerek ısı ile polimerizasyonu sağlanmaktadır. Polimerizasyon boyunca meydana gelebilecek büzülmenin büyük bir kısmı rezervuarda bulunan rezin ile telafi edilerek restorasyon boyutlarının sabit kalması sağlanmaktadır. Sıklıkla kullanılan enjeksiyon yöntemine örnek olarak; SR-IVOCAP (Ivoclar) sistemi verilebilir. Polimerizasyon büzülmesini yok ederek doku adaptasyonunun kusursuz olduğu protezler yapılması yöntemini esas alan bu sistemde, düzenek devamlı ve sabit basınçla ilave rezinin her zaman hazırda bulunması biçimindedir.

Akrilik rezin daha önce dozu belirlenmiş ve özel kutusu içerisinde bulunmaktadır. Böylece hatalı dozaj söz konusu olmamaktadır. Karışım, el ile değil,

vibratör aracılığıyla yapılmaktadır. Bu sayede daha homojen bir yapı elde edilir. Bu şekilde, malzemenin kontamine olması ve herhangi bir cilt tahrişine neden olması da önlenmektedir (46).

Enjeksiyonla kalıplanan protez kaide materyallerinin avantajları; boyutsal stabilitesinin tatmin edici olması, artık monomer oranının az olması, yüksek çarpma direncine sahip olması, hazırlanmış ve kullanılmamış rezinin beş gün boyunca muhafaza edilip sonra tekrar kullanılabilmesi, polimerizasyon sürecinin konvansiyonel ısı ile polimerizasyon tekniğinden daha kısa sürmesi, pörözitenin neredeyse hiç oluşmaması, prova kapanışlarının yapılmaması ve protezin dokulara adaptasyonunun yeterli düzeyde olmasıdır (19, 46).

Fakat özel muflalar, yardımcı enjeksiyon donanımı gibi özel araç gereç gerektirmesi ve bunlardan ötürü ekonomik olmaması, çatlak oluşumu ve akma direncinin az olması dezavantajlarıdır (19, 45).

Protez Kaide plakasının yüksek darbe dayanımına sahip olması arzulanan en belirleyici özelliklerden biridir. Akriliği güçlendirmek amacıyla yapısına kauçuk ilave edilebilmektedir. Bu tip akrilikler “**high impact**” olarak tanımlanmaktadır. Bu yöntemde bütadien-stiren kauçuk kullanılır. High impact akriliklerin yüzeyleri oldukça serttir. Bu tür protez kaide materyallerinin darbelere karşı gösterdikleri direnç diğer akriliklere göre beş kat daha fazladır. Ayrıca su emilimi de diğerlerine göre azdır (30).

Çalışmamızdaki materyallerden SR Ivocap Plus bu akriliklerdendir. Kırılmalara karşı oldukça dayanıklı olması, dikey boyutta artış olmaksızın hassas doku uyumu göstermesi ve mükemmel parlatılabilirlik özelliği SR Ivocap Plus’ın avantajları arasında sayılmaktadır (47).

2.6.2. Prepolimerize CAD/CAM PMMA Bloklar

Bilgisayar destekli teknoloji kullanılarak üretilen tam protezlere son zamanlarda artan ilgi nedeniyle, üreticiler tarafından birçok CAD/CAM polimetilmetakrilat (PMMA) esaslı polimer piyasaya sürülmüştür.

Geleneksel olarak elde edilen kaideler ile karşılaştırıldığında, protez kaidesini oluşturmak için kullanılan CAD/CAM PMMA bazlı polimerler mükemmel bir doku adaptasyonuna ve dayanıklılığa sahiptirler. Ayrıca, CAD/CAM PMMA bazlı polimerlerden elde edilen protez kaideleri, prepolimerize CAD/CAM PMMA bloklarından milling işlemiyle elde edildiğinden, polimerizasyon büzülmesine uğramazlar ve daha az artık monomer içerirler. Ek olarak, CAD/CAM PMMA bazlı polimerler geleneksel yöntemlerle üretilen akriliklerden daha hidrofobiktirler ve bu nedenle daha biyo-hijyenik bir yapıya sahiptirler (41, 43, 48-50).

Bu materyaller yüksek oranda çapraz bağlı PMMA ve pigmentlerden oluşan bloklardır. %99.5 oranında PMMA, %0.5 oranında pigment içerirler. Yüksek materyal homojenitesine sahiptirler ve polimerizasyon büzülmesi göstermezler. Yüksek sıcaklık ve basınç altında standart koşullarda endüstriyel olarak elde edilen PMMA esaslı materyallerdir (51-54).

2.7. Geleneksel ve CAD/CAM Tam Protezlerin Karşılaştırılması

CAD/CAM tam protezlerin üretimi için kullanılan yöntemler başarılı olsa da, ölçü alma ve model elde etme aşamalarını gerektirmektedirler.

Patzelt ve ark. (55) tarafından yapılan in vitro çalışmada; dişsiz çenelerin ölçüsünde, geleneksel ölçü teknikleri yerine ağız içi tarayıcı kullanılmasının uygulanabilirliği değerlendirilmiş ve çalışmanın sonuçlarına göre piyasada mevcut olan ağız içi kameraların in vivo kullanım için yeterli olmadığı bildirilmiştir.

Güncel mevcut sistemleri kullanarak, CAD/CAM destekli tam protezler yalnızca 2 klinik randevuda tamamlanabilmektedir (56). Ancak okluzal dikey boyut, dudak desteği, maksillomandibuler ilişkiler, insizal kenar konumu ve mandibuler okluzal düzlem parametrelerini kontrol etmek klinik olarak zordur. Bu dezavantajın giderilmesi için de protezin tamamı yerine sadece kayıt alınan ve diş diziminin yapılacağı protez kaidelerinin CAD/CAM teknolojisiyle elde edilmesi düşünülmektedir (57).

Geçmişten günümüze, geleneksel tam protezler, total dişsizliğe sahip kişiler için umut verici bir tedavi olmuştur. Geleneksel tam protezlerin temel avantajı, protez teslim edilmeden önce dişlerin pozisyonlarını ayarlayabilme ve protezin her

aşamasını hastanın teyit edebilmesidir. Bununla birlikte, geleneksel tam protezlerin, üretilirken göz önünde bulundurulması gereken birçok dezavantajı da vardır.

Diş hekimleri ve hastalar için zaman alan bir tedavidir, çünkü birden fazla klinik randevu gerektirir ayrıca laboratuvar maliyetleri ve süresi belirsizdir. Laboratuvar işlemlerinden kaynaklanan polimerizasyon büzülmesi, PMMA (polimetil metakrilat) protez kaidesi ile alttaki doku arasında zayıf adaptasyona neden olabilir (43).

Tam protezlerin yapımında yeni teknolojiler ve yeni malzemeler kullanmanın en önemli hedeflerinden biri polimerizasyon büzülmesini en aza indirmektir. CAD/CAM destekli üretilen hareketli protez kaidelerinde polimerizasyon büzülmesi olmamakta ve daha az oklüzal hatalara sahip, doku adaptasyonu daha iyi olan protezler hazırlanabilmektedir (57). Ayrıca geleneksel tam protezlerde üretim prosedüründen kaynaklanan poroziteler, protez yüzeyinde Candida albicans gibi oral biyofilm oluşumunu ve protez stomatitine neden olan mikroorganizmaların birikmesini artırabilir (58). Protez kullanıcılarının % 67'sinde Candida ile ilişkili protez stomatitinin olduğu düşünülmektedir (59). Stomatitin yoğunluğu ile ilişkili olarak Candida albicans varlığının da arttığı bulunmuştur (60).

Protezin her yüzeyindeki oral mikrobiyotanın kolonizasyon modellerini karşılaştıran klinik veriler son derece değerlidir. Ağız sağlığı kötü olan kişilerde nozokomiyal (hastanın hastanede yatarken kaptığı enfeksiyon) pnömoni riski daha yüksek olduğundan, bu kişilerde protez plağını oluşturan mikroorganizma kolonileri akciğerlere aspire edilebilir (61).

Sjogren ve ark. Tarafından yapılan sistematik derlemede, hastanelerde ve huzurevlerinde kalan hastalarda iyi ağız hijyeninin solunum yolu enfeksiyonları ve pnömoni üzerindeki etkisi incelenmiştir. Bu çalışma, iyi ağız hijyeninin pnömoninin neden olduğu ölümleri %10 oranında azaltabileceğini göstermiştir (62).

Linuma ve arkadaşları, üç yıl boyunca 85 yaş üstü 524 yaşlı hastayı incelediler. Bu araştırma, geceleri hareketli protezlerini çıkarmayan hastaların pnömoniye daha duyarlı olduğunu ve bu kişilerin pnömoni olma olasılığının daha yüksek olduğunu göstermiştir. Linuma ve arkadaşları bu bulguları, proteze tutunan

mikroorganizmaların uyku sırasında akciğerlere aspire edilmesine ile ilişkilendirilmiştir (63). Przybylowska ve arkadaşları, kötü ağız hijyeni ve protez stomatiti olan protez kullanıcılarının kronik obstrüktif akciğer hastalığına daha duyarlı olduğunu göstermişlerdir (61). Ayrıca, yaşlı popülasyonda en çok görülen oral lezyonların oluşumunun, uygun protez bakımının olmaması ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (64).

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi, dişhekimliği alanında özellikle sabit protezlerin üretiminde giderek daha popüler hale gelmektedir. Literatürde CAD/CAM tam protezlerle ilgili az sayıda makale bulunmaktadır. Bunun nedeni, tam protez üretim prosedürünün karmaşık olması, hastanın ağız dokuları ve yüzüyle uyumlu doğal bir görünüm oluşturmaya gereken diş ve diş etlerinin değerlendirilmesi için birden fazla aşama gerektirmesi olabilir. CAD/CAM teknolojisini kullanarak tam protez prosedürlerini gerçekleştirmek klinisyenler için hala zor bir uygulamadır.

CAD/CAM teknolojisi üç ana komponentten oluşur (65):

1. Veri toplama ünitesi: Ağız içi tarayıcılar kullanarak veya konvansiyonel ölçüyle elde edilmiş bir modelin taranmasıyla, ilgili tedavi alanına veya anatomik oluşumlara ait verilerin elde edilmesi.
2. Tasarım programı: Restorasyonun üretimi için veri oluşturmak amacıyla sanal çalışma modelinde restorasyonun tasarlanması.
3. Bilgisayarlı üretim cihazı: Restorasyonun yapımı için kullanılan üretim cihazları, eksiltmeli (milling) veya katmanlı üretim (3D baskı) metodunu kullanan cihazlar olmak üzere iki farklı kategoriye ayrılabilir.

Eksiltmeli üretim (Frezeleme ve aşındırma): Restorasyonlar her malzemenin kendi katı bloklarından üretilir. Ticari olarak temin edilebilen 4 eksenli ve 5 eksenli frezeleme üniteleri mevcuttur. Hem 4 eksenli hem de 5 eksenli üniteler farklı eksenlerde (X, Y, Z) doğrusal olarak hareket etmektedir. Aradaki fark, 4 eksenli bir frezeleme ünitesindeki blok yalnızca X eksenini etrafında dönebilirken 5 eksenli bir frezeleme ünitesindeki blok X ve Y eksenleri etrafında dönebilmektedir. 5

eksenli frezeleme ünitesiyle frezelenen restorasyonların doğruluğu, 4 eksenli frezeleme ünitesiyle frezelenen restorasyonlardan daha iyidir.

5 eksenli frezeleme ünitesiyle bütün andırkatlar frezelenabilir. Restorasyon, en küçük frezin boyutundan daha küçük detaylar içeriyorsa, restorasyon fazla frezelenerek restorasyonun tutuculuğunda azalmaya neden olur (65).

Katmanlı üretim (Hızlı prototipleme veya 3D baskı): CAD yazılımında tasarlanan restorasyonun son şeklini oluşturmak için, 3D baskı cihazında katman katman baskı tekniğiyle restorasyon üretilmektedir. Bununla birlikte, baskı sırasındaki büzülme, final restorasyonun doğruluğu için problem oluşturabilir (65).

Ticari olarak üretim yapan markaların (Dentca, AvaDent, Baltic Sistem) klinik ve laboratuvar prosedürleri, manuel ve dijital yöntemlerin beraber kullanılmasını içermektedir. Bu markalar CAD/CAM veya hızlı prototipleme teknolojisini kullanarak sadece 2 klinik seansta total protezin bitirilip hastaya teslim edilmesini amaçlamaktadır.

Dişsiz kretlerin ölçüsü manuel olarak geleneksel yöntem ve malzemelerle alınmaktadır intraoral 3D tarayıcıları kullanarak aktif kas ve çene hareketlerinin kaydedilmesi ve dişsiz arkların full dijital ölçüsünün alınması mümkün olmamaktadır. Diğer manuel aşama ise protez kaidesinde oluşturulan yuvalara laboratuvar da suni dişlerin bağlanmasıdır. İlk klinik randevu ölçü, oklüzal dikey boyut, maksillomandibuler ilişkiler ve diş seçimi gibi düzenli verilerin biraraya getirilmesini ikinci klinik randevu ise protezin uyumlandırılması ve protezin bitim işlemlerini içermektedir. İsteğe bağlı olarak, deneme protezi için ek bir klinik randevu da gerekebilir. Bu ek klinik randevuda, klinisyen ve hasta, protezin üretiminden önce protezin estetik, fonetik ve uyumunu değerlendirebilirler. Deneme protezi, bir monolitik PMMA bloğunun veya mum bloğun frezelenerek, dişlerin ve protez kaidesinin beraber üretilmesiyle elde edilir.

AvaDent TM Dijital Protezler (Global Dental Science Europe BV, Tilburg, Hollanda) ve Baltic Protez sistemleri (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya) yapım aşamasında prepolimerize akrilik rezin blokların freze edilerek protez kaidesinin oluşturulması ve suni dişlerin bu kaideye bağlanması yöntemini

kullanılmaktadır. Bu sistemlerle alt-üst tam protezler, implant destekli overdentureler, immediat total protezler, hibrit protezler ve implant cerrahisi için rehber plaklar yapılabilmektedir. Günümüzde ise son gelişmelerle, suni dişlerin de kaideyle beraber kazındığı tek parça monolitik protezlerin üretilmesi de mümkün olmaktadır (43).

Dentca TM (Dentca Inc., Los Angels, ABD) sisteminde ise hızlı prototipleme yöntemi ile deneme protezi yapılmakta, daimi protez ise 3D yazıcılar kullanılarak üretilen muflalarda geleneksel yöntemle elde edilmektedir. Bu yöntemi kullanarak sadece alt üst tam protezlerin yapılması mümkün olmaktadır.

Bu sistemler ile okluzal dikey boyutun, maksillomandibuler ilişkilerin, dudak desteğinin, maksiller kesici kenar konumunun eksiksiz olarak incelenememesi, mandibuler okluzal düzlemin belirlenmesinin mümkün olmaması, kullanılan materyalin ve laboratuvar ücretinin geleneksel yöntemden daha fazla olması gibi dezavantajları vardır. Bunlara ek olarak bitimden önce protezin ağızda prova edilmesinin genelde mümkün olmaması hekim ve hasta bakımından ciddi bir dezavantaj oluşturmaktadır.

Konvansiyonel yöntemle hazırlanan tam protezlerle karşılaştırıldığında ise tekniğin sağladığı pek çok avantaj vardır.

2.7.1. CAD/CAM Tam Protezlerin Geleneksel Tam Protezlere Göre Avantajları

1- CAD/CAM tam protezler daha az randevu gerektirir (genelde 2 randevu), böylece hastanın ulaşım maliyeti azalmaktadır (43).

2- CAD/CAM tam protezlerin üretiminde prepolimerize PMMA (polimetilmetakrilat) akrilik rezin bloklar kullanıldığından, protezlerin doku adaptasyonu ve dayanıklılığı artmaktadır (43). Ayrıca bu, protezlerde mikro porozite de azdır (52).

4-Prepolimerize PMMA blokları, yüksek sıcaklık ve basınç altında üretilir bu, daha uzun polimer zincirlerinin oluşumunu teşvik eder ve daha düşük artık monomer değerleri ile daha yüksek bir monomer dönüşümü sağlar (52). Bu nedenle, üretim sürecine bağlı olarak, CAD/CAM tam protezlerde polimerizasyon büzülmesi daha azdır.

5- Geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında, porözite ve Candida albicans adezyonu daha azdır (43).

6- CAD/CAM tam protezlerde dijital dataların depolanması sayesinde protezler kaybolduğunda veya hasar gördüğünde protez yeniden üretilmektedir (56).

7- Tam protez yapımı non invaziv ve reverzibil bir tedavi olduğundan CAD/CAM ile yapılan protezin hekim ve hastanın isteklerini karşılamayarak yetersiz olduğu durumlarda, freze edilen protez kaidesindeki suni dişler çıkarılarak geleneksel teknikle tekrar protez yapılabilir.

2.7.3 CAD/CAM Tam Protezlerin Hazırlanma Aşamaları

1. Kapsamlı muayene ve anatomik ölçünün alınması:

İlk klinik randevuda tüm prosedürler, geleneksel tam protezlerle aynıdır. Birinci ölçünün dökülüp model elde edildikten sonra, elde edilen modele göre termoplastik ölçü kaşığının (AvaDent, Global Dental Science, Scottsdale, AZ) boyutu seçilir.

2. İkinci ölçü, interoklüzal kayıtlar ve diş seçimi:

Seçilen termoplastik ölçü kaşığı sıcak su banyosunda (77 ° C) yumuşatılır ve elde edilen modele göre şekillendirilir. Kaşığın, önemli anatomik alanları kapladığını doğrulamak için, intraoral olarak değerlendirilmesi ve gerekirse kaşık sınırları ayarlanıp kenar şekillendirilmesi yapılır. Kenar şekillendirilmesi, heavy-body polivinil siloksan (PVS) ölçü malzemesiyle (AvaDent, Global Dental Science, Scottsdale, AZ) yapılır. Daha sonra ikinci ölçü, light-body PVS (AvaDent, Global Dental Science, Scottsdale, AZ) ile alınır. İnteroklüzal kayıtları almak için geleneksel mum şablonların yerine gotik ark ölçüm kaşığı (AvaDent, Global Dental Science, Scottsdale, AZ) kullanılır. Dikey boyut kontrolü yapıldıktan sonra, gotik ark ölçüm kaşığının maksiller ve mandibular tablasına, PVS kayıt materyali (AvaDent, Global Dental Science, Scottsdale, AZ) yüklenerek ağıza yerleştirilir.

AvaDent cetveli, maksiller gotik ark ölçüm kaşığına bağlanır ve göz bebekleri çizgisine paralel olacak şekilde hizalanır. Pupiller arası çizgi ve AvaDent cetveli arasında oluşan açı, yazılım algoritmasıyla ilişkilendirmek için kaydedilir.

Okluzal dikey boyut (ODB), gotik ark ölçüm kaşığında bulunan merkezi pimle veya üst gotik ark ölçüm kaşığında bulunan vida döndürülerek ayarlanır. Sentrik ilişki kaydı gotik ark çizimi ile kaydedilir.

Estetik kriterlere uygun, maksiller altı dişten oluşan bir şeffaf diş kılavuzu, uygun diş boyutunu, diş eti yüksekliğini, orta hattı ve ön dişlerin insizal kenarlarını ayarlamak için gotik ark ölçüm kaşığına yapıştırılır. Klinikte hastadan alınan kayıtlar ve ölçüler protezin üretimi için laboratuvara gönderilir.

3. Laboratuvar işlemleri:

Hastadan alınan kayıtlar ve ölçüler ekstra oral tarayıcılar kullanılarak dijital olarak kaydedilir. Bilgisayar yazılım programı kullanılarak;

- a- Taranan ölçü kaydı ile maksillomandibuler oklüzal ilişki kayıtları dijital olarak birleştirilir.
- b- Protez sınırları saptanarak çizilir.
- c- Protez kaidesinin doku yüzeyleri oluşturulur.
- d- Sanal diş dizimi yapılır.
- e- Protezin sanal olarak bitmiş şekli oluşturulur.

Milling işlemiyle prepolimerize bloklarından protezin üretilmesi gerçekleştirilir (56).

2.8. İdeal Kaide Materyallerinde Aranılan Özellikler

- 1- Kolay uygulanabilmelidir.
- 2- Dokulara uygun renk alternatifleri bulundurmalı ve uzun vadeli kullanımda rengi satabil olmalıdır.
- 3- Kullanımları süresince şekli, hacmi ve boyutları değişikliğe uğramamalıdır.

4- İnteraoral ve ekstraoral kuvvetlere karşı dayanıklı olmalıdır. Çiğneme ,kuvvetleri karşısında plastik deformasyon göstermemelidir.

5- Tatsı ve kokusuz olmalıdır.

6- Toksik ve kanserojen olmamalı, alerji, yanma ve tahrişe neden olmamalıdır.

7- Yüksek ıslanabilirliğe sahip olmalıdır.

8- Bakteri, mantar ve metabolitlerden zarar görmemeli

9- Temizliği kolay olmalıdır.

10- Tesviye ve cilalama prosedürleri basit olmalı ve iyi parlatılabilmelidir.

11- Yeterli raf ömrüne sahip olmalıdır.

12- Kolayca tamir edilebilmelidir.

13- Artık monomer içeriği ve salınımı çok düşük miktarda olmalıdır.

14- Yüzey yapısı, yeterli sertliğe ve yüksek aşınma direncine sahip olmalı.

15- Metal, astar maddesi ve yapay dişlere yüksek bağlanma kuvvetine sahip olmalıdır.

16-Yeterli ısısal iletkenliğe sahip olmalıdır.

17- Ağırlığı az olmalı.

18- Asidik ve bazik çözeltilerde ve ağız sıvılarında çözünmemelidir.

19- Maliyeti düşük ve elde edilebilirliği kolay olmalıdır.

Akrilik rezinler ideale en yakın kaide materyali özelliklerine sahiptir.

2.9. Protez Kaidelerinin Tesviye ve Polisajı

Diş hekimliğinde, protezlerin hastaya teslim edilebilmesi için protez yüzeyinin düzgün ve pürüzsüz olması gerekmektedir. Pürüzsüz ve cilalı yüzeylere sahip protezler ağız tarafından kolaylıkla kabul edilir ve kendisiyle temas eden çevredeki yumuşak dokuların tahriş olmamasını ve iyi bir estetik görünümün

oluşmasını sağlar. Ayrıca besin artıklarının yüzeye yapışması ve bunların ayrılarak koku yapmaları da önlenir. Bu amaçla gerçekleştirilen işlemler sırasıyla aşındırma (tesviye) ve parlatma (polisaj) olarak tanımlanır.

2.9.1. Tesviye

Muflalama işleminden sonra, protez üzerlerinde kalan alçı fazlalıklar, kenarlarındaki çıkıntılı kısımlar, keskin kenarlar ve fazla akrilik kütlesi akrilik bitirme frezleriyle uzaklaştırılabilir. Genellikle grenleri giderek incelen çeşitli boyutlarda diskler, canavar frez, akrilik möl ve möletler, separe, fissür ve rond frezler ve çeşitli kalınlıklarda zımpara kağıtları fazlalıkların alınması ve protez kaidesinin temizlenmesi için kullanılır. Kaba bir aşındırıcıdan sonra giderek incelen aşındırıcıların kullanılması ve basamak atlanmaması düzgün yüzeylerin oluşturulması için gereklidir (66). Tüm yüzeyler temizlenip düzgünleştirildikten sonra protezin parlatılması aşamasına geçilir.

2.9.2. Polisaj

Protez yapımının son aşamasını oluşturan polisaj, protezde pürüzsüz ve parlak bir yüzey oluşturmak için, genellikle submikron partikül boyutlu aşındırıcıların kullanıldığı bir yüzey işlemidir (19). Akrilik kaide materyallerinin polisaj uygulamaları mekanik ve kimyasal polisaj olarak iki ana başlık altında toplanabilir.

2.9.2.1 Mekanik polisaj

Bu işlem çoğunlukla pomza, tebeşir tozu ve farklı polisaj patlarının, keçe ve pamuk fırça kullanılarak yüzeye uygulanmasıyla yapılır. En yaygın yöntem, su ve pomza karışımının keçe ile uygulanması ve sonrasında alçı ve alkol karışımının pamuk fırça ile uygulanmasıdır (45, 66).

Pomza, yapısı silikaya çok benzeyen volkanik bir camdır (30). Protezler üzerinde frez ve möllerin oluşturdukları izlerin giderilmesinde kullanılan, aşındırma ile parlatma arasında bir polisaj maddesi olarak kabul edilmektedir (45).

Polisaj için kalından inceye doğru değişen kalınlıklarda özel olarak üretilmiş çuhalar bulunmaktadır. Bu çuhalara yine farklı boyutlarda elmas parçacıkları içeren özel süspansiyonlar emdirilerek polisaj işlemi için kullanılmaktadır (67, 68).

Ayrıca bazı çalışmalarda, çinko oksit ve su karışımı (69), farklı kalınlıklarda alümina patları (70) ve farklı form ve aşındırıcı boyutlarına sahip silikon parlaticılar içeren polisaj kitleri (71), mekanik polisaj amacıyla kullanılmıştır.

Kalay oksit, uzun yıllar protezlerde polisaj işlemi için kullanılmış, ancak biyolojik zararlarından dolayı terk edilmiştir. Bunun yerine özel polisaj pastaları geliştirilmiştir. Tripoli bu patlara örnek olarak verilebilir.

Tripoli kimyada silis hidrat olarak bilinir, çok küçük su bitkilerinin silisyumlu artıklarıdır. Yağ ve reçine yardımıyla pat haline getirilerek piyasaya sürülmüştür (26).

2.9.2.2 Kimyasal polisaj

Protezin iç yüzeyinin polisajı mekanik polisaj ile yapılmamaktadır. Oysa mukoza ile temas halinde olan protez yüzeylerinin pürüzsüz olması, mikroorganizmaların ve artıkların temizlenmesini kolaylaştırarak hasta memnuniyetini artırmaktadır (72).

Bununla birlikte akriliğin düşük ısı iletkenliği nedeniyle, polisaj sırasında aşırı ısınma gerçekleşebilir. Bu durumun protez yüzeyinin görünümünün bozulmasına neden olabileceği (30) ve akrilik rezinin estetik kalitesi bozulabileceği için aşırı derecede polisajın yapılmaması gerektiği belirtilmiştir (45).

Kimyasal polisaj tekniği ilk olarak 1969 yılında Gotusso tarafından tanımlanmıştır. Protezin 75 °C'deki ısıtılmış sıvı monomere daldırılması ve 10 saniye tutulması işlemi 'yüzeyel kimyasal polisaj' olarak tanımlanmıştır (68, 73). Nagem Filho ve arkadaşları bu tekniğin biyolojik olarak uyumlu olduğunu kanıtlamışlardır (73).

Günümüzde kimyasal polisaj metodu, ısı uygulaması olmaksızın, bu amaçla geliştirilmiş yeni polisaj ajanlarının yüzeye uygulanması ve bu ajanların ışık ile aktive edilmesi yöntemiyle gerçekleştirilebilmektedir. Üretici firmalar glaze ajanı

olarak adlandırdıkları bu polisaj materyallerinin pürüzsüz bir akrilik rezin yüzeyi oluşturduklarını, gıda artığı birikimini ve plak adezyonunu azaltabileceğini ve ağız hijyenini iyileştirebileceğini belirtmektedirler (74).

Kimyasal polisaj tekniklerinin, geleneksel mekanik polisaja göre bazı avantajları vardır.

Bunlar;

- Mekanik polisajda ulaşılamayan bölgelere, girintili yüzeylere kolaylıkla ulaşılabilmesi,
- Mekanik polisaj uygulanamayan mukozayla sürekli temas halindeki protez iç yüzeyinin polisajına imkan sağlaması,
- Laboratuarda polisaj işlemi için gereken zamanın daha kısa olması,
- Daha az ekipman gerektirmesi,
- Daha kolay uygulanabilir olmasıdır (68, 72, 73, 75).

Çalışmamızda kimyasal polisaj amacıyla Palaseal ve Optiglaze color glaze ajanları kullanılmaktadır. Bunlar kullanıma hazır tek komponentten oluşan, ışıkla polimerize olan, metil metakrilat esaslı materyallerdir. Tesviyesi yapılmış olan yüzeye bir fırça ile uygulanan bu materyaller çok sert ve pürüzsüz bir yüzey elde etmek için kullanılabilen, sertleştiğinde de, aşınmaya ve protez temizleyicileri gibi çözücülere karşı dirençli olduğu belirtilmektedir.

Palaseal, yeni ya da tamiri yapılmış eski protezlerde kalıcı olarak pürüzsüz bir yüzeyin oluşturulmasını sağlayabilir. Uygulandığı yüzeylerde dilin ve müköz membranın irritasyonunu engellemesi, protezin renklenmesini önlemesi, gıda retansiyonunu azaltması ve protezin kullanıldığı süre boyunca temizliğini kolaylaştırması avantajları arasında sayılmaktadır. Yüksek yüzey sertliği ve abrazyona karşı dirençli olması, protez temizleyicileri gibi çözücülere karşı dayanıklılığı, protez materyaline adaptasyonunun iyi olması ve pürüzsüz bir yüzey oluşturması üstün özellikleri olarak ifade edilmiştir. Metil metakrilat (%25-50) esaslı bu materyalin içeriğinde ayrıca triizosiyanurat triakrilat (%25-50), polietertriakrilat

(%5-10) ve difenilfosfinoksit (%0-5) bulunmaktadır. Transparan yapıda olduğundan dolayı, uygulandığında protezin rengini değiştirmez (76).

Optiglaze Color, kompozit ve akrilik indirekt restorasyonların karakterizasyonu için tasarlanan, ışıkla sertleşen bir kaplama ajanıdır.

Özellikle frezelenmiş blokların, kompozit, akrilik ve PMMA tipi materyallerin boyanması ve cilalanması için kullanılan yeni bir malzemedir. Eşit olarak dağıtılmış nano dolgu teknolojisi sayesinde kaplama işlemi ile daha dayanıklı ve estetik restorasyonlar elde edilebilir. Ayrıca Optiglaze color'ın nano dolgu teknolojisi restorasyonlara yüksek renk satabilitesi, uzun süreli parlaklık ve yüksek aşınma direnci sağladığı ifade edilmiştir (77). Metil metakrilat (50–70%) esaslı bu materyalin içeriğinde ilaveten Silicon dioxide (5–10%), Titanium dioxide (1–5%) ve Diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) Phosphine oxide (1–5%) bulunmaktadır. Transparan yapıda olduğundan protezin rengini değiştirmemektedir (78).

2.10. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, malzemenin yüzeyindeki tümsekler ile çukurlar arasında belirlenen mesafedir. Yüzeyin hangi şekle sahip olduğunu göstermektedir. Pürüzlü yüzeyler daha geniş yüzey alanına sahip olduğu için ve bu yüzeylerdeki çukurlar bakteri kolonizasyonuna daha elverişli olduğundan, pürüzlü yüzeylere bakterin yapışması daha kolay olmaktadır (11, 79-82).

Pürüzlü yüzeylerde, bakterilerin makaslama kuvvetlerinden daha iyi korunması nedeniyle, reversible bağlanmadan irreversible bağlanmaya geçiş daha kolay ve daha sık gerçekleşir. Araştırmacılar, 0,2 µm pürüzlülük değerinin altındaki bir değerde yapışan bakterinin patojenitesinde veya toplam bakteri miktarında bir değişiklik olmadığını bildirmekte, "eşik değer (threshold)" olarak 0,2 µm Ra değerinin kullanılması tavsiye edilmekte ve bu değer altındaki pürüzlülüğün bakteriyel yapışma üzerinde etkisinin olmadığı kabul edilmiştir (83).

2.10.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Yüzey yapısının ölçümünde kullanılan yöntemler arasında, iki boyutlu ölçüm yapan iğne uçlu kontakt tarayıcılar ve non kontakt lazer tarayıcılar bulunur.

Biyomalzemelerin yüzey özelliklerini ve topografyasını nano ölçekte belirlemek için atomik kuvvet mikroskobu (atomic force microscopy; AFM) ve taramalı elektron mikroskobu (scanning electron microscopy; SEM) gibi gelişmiş teknik yöntemler kullanılır. Malzemenin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için yararlanılan en yaygın yöntem, profilometrelerin kullanılmasıdır (84, 85).

Profilometre: Cihazın çalışma tekniği, önceden hazırlanmış numunenin yüzeyini sabit doğrusal bir aralıkta, boyutları bilinen bir elmas uç kullanarak yüzeyi taramaktır. Ayrıca bu cihaz sayesinde yüzey kalitesi ile ilgili sayısal değerler elde etmek mümkündür. Bu değerlerden Ra, belirli bir ölçüm aralığında bütün yüzey düzensizliklerinin kesin toplamalarının aritmetik ortalamasını; Rmax, belli bir mesafedeki en yüksek nokta ile en derin nokta arasındaki aralığı; Rz ise, bu mesafedeki birbirini takip eden yükseklik ve derinliğin en fazla olduğu 5 değer ortalamasını göstermektedir (86).

Taramalı elektron mikroskobu (SEM): Taramalı alan mikroskopları yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek yüzeyini taraması esası ile çalışmaktadırlar. Görüntü alımından önce örnekler altın veya palladyum gibi bir metalle ince bir tabaka olarak kaplanır. Hızlandırılan elektronlar yüzey atomları ile etkileşime girerek sekonder elektronları oluştururlar. Saçılan bu elektronlar bulunan sensörlerde bir araya gelir ve sinyal güçlendiricilerinden geçirildikten sonra katot tüpüne yollanır. Modern sistemlerde bu algılayıcılardan gelen sinyaller dijital sinyallere çevrilip bilgisayar monitörüne görüntü olarak aktarılır. SEM analizinde örnekler hakkında nicel bir bilgi elde edilemediğinden destekleyici yöntem olarak kullanılmaktadır (87, 88).

2.11. Oral Kavitede Biyofilm Formasyonu ve Biyoadezyon

2.11.1. Tükürük Pelikülü ve Biyoadezyon

Mikroorganizmalar ve yüzeyler, organik materyal içeren sulu ortamdayken (deniz, su, süt, kan, tükürük) saniyeler içinde organik moleküller ihtiva eden bir katmanla kaplanırlar. Materyal yüzeyine moleküllerin hareket etmesi ve adsorbsiyonu bakterilerinkine göre daha hızlı olduğu için bu tabaka çoğunlukla

“hazırlayıcı film (conditioning film)” olarak adlandırılır. Ağız boşluğunda oluşan ve bakterisiz film tabakasına ise "pelikil" adı verilir (89, 90).

Pelikılın işlevleri değişkenlik gösterir. Bir yandan kayganlaştırıcı, erozyonu önleyici bariyer ve tampon görevi görürken, laktoferrin, sistatin ve lizozim gibi antibakteriyel proteinler sayesinde koruyucu özellik gösterir, diğer yandan bakteri yapışmasını teşvik etmek için belirli fonksiyonlara sahiptir (89, 91, 92). Amilaz, prolince zengin polipeptitler, müsin MG2, fibrinojen ve lizozim benzeri birkaç pelikıl bileşeni, bakteriyel yapışmada spesifik reseptör görevi görür (89, 93).

İlk pelikıl oluşumu çok kısa sürede meydana gelir (94). Bu öncü pelikıl tabakası; hidroksiapatite yüksek afinite gösteren statherin, histatin ve proline-rich proteinler gibi fosfoproteinleri içerir, dolayısıyla bu proteinler sayesinde diş yüzeyine kolaylıkla adsorbe olabilmektedir (89).

Hızlı meydana gelen 1. Fazı, biyomoleküllerin ağız sıvılarından sürekli adsorbsiyonu ile karakterize 2. Faz takip eder. 30-90 dakika içinde pelikılın kalınlığının hızlı artmasında tek moleküler yapılardan daha çok protein aggregasyonları neden olmaktadır. Dahası bu kümeler hidrofobik iç yüzeyi örten negatif elektrik yüklü yüzey katmanına sahiptir (95, 96).

Bileşimi, yoğunluğu ve konfigürasyonu gibi, pelikılın fizikokimyasal yüzey özellikleri altındaki malzemenin kimyasal ve fiziksel özelliklerine bağlıdır. Pelikıl tabakasının altındaki malzemenin özellikleri pelikıla aktarılmakta ve malzemenin bakterilerin ilk yapışması üzerindeki etkisi devam etmektedir (79, 97, 98).

Tükürük proteinlerinin adsorbsiyonu, substratların farklı olan serbest yüzey enerjisini (Surface free energy; SFE) organize etme eğilimi gösterir (8, 99, 100). Tükürük proteinlerinin ve müsinlerin meydana getirdiği globüler yapılar ve heterotip kompleksler, yüzeydeki girintilerin ve yüzey pürüzlülüklerinin kısa sürede dolmasına ve kapanmasına neden olur (89).

2.11.2. Bakteriyel Kolonizasyon

Diş çürüğüne, periodontal hastalığa ve protez stomatite neden olan çoğu oral mikroorganizma, ancak sert dokuların yüzeyine adhere olursa hayatta kalabilirler ve koloni oluşturmaya başlarlar. Bakteriler sert dental yüzeylere yapışır ve ardından

plak birikimi meydana gelir (83). Güncel olarak sert ya da epiteliyal yüzeylere mikrobiyal yapışmanın esas mekanizmasını izah eden kesin bir teori mevcut değildir. Bununla birlikte bu mekanizma 4 ana evrede ele alınmaktadır:

1. Mikroorganizmanın yüzeye taşınması: Bu olay, aktif hareketler (difüzyon veya kemotaksis gibi) yoluyla meydana gelir.

2. İlk adezyon: Mikroorganizma ile yüzey arasındaki mesafe 50 nm.' den az ise, Van der Waals kuvvetleri sayesinde adezyon oluşur. Mikroorganizma ve yüzey benzer kuvvetlere sahipse, ağız boşluğunda ki gibi elektrostatik itim kuvvetleri meydana gelir. Bu iki kuvvetin birleşimiyle çekme veya itme kuvvetleri hakim olur. Yapışma oluşabilir veya oluşmaz.

3. Bağlanma: Bağlanmada ana faktör, mikroorganizmanın hücre duvarından salınan ve dış yüzeye bağlanmada büyük rol oynayan proteinlerdir. Örneğin mannoproteinler *Candida albicans* (*C. Albicans*) ile ilgili bir proteindir. Bu, farklı mikroorganizma türlerinde, farklı protein ve enzimler ile gerçekleşir.

4. Kolonizasyon: Bu safhada mikroorganizmalar gelişir. Extra oral koşullarda ve in vitro olarak biofilm, intra oral ortamda mikrobiyal plak meydana getirirler. Dört faz da, serbest yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğünden etkilenir. İlk adezyonda yüzey enerjisinin önemi büyüktür, bununla birlikte, yüzey pürüzlülüğü sadece daha geniş bir yapışma alanı sağlamakla kalmaz, aynı zamanda üçüncü aşamadaki sıkı bağlanma tamamlanana kadar korunaklı bir ortam da sağlar (14).

Raporlara göre, bakteriyel adezyon, bakterilerin hücre yüzey elemanları aracılığıyla yüzeye reverzibl veya irreverzibl olarak bağlanıp yüzeyde sabit olarak kalmasıdır. Bakteriyel bağlanmayı etkileyen faktörler bakteriyle ilgili olan ve çevreye ait olan özellikler olarak belirlenmiştir. Bakteriler dış ortama yüzey aktif ajanlar salgılayarak, yüzeyleri örterler ve adezyona hazır hale getirirler. Kolonizasyonun sürekliliği için yerinden sökülmeyi engellerler (101).

Mikroorganizmaların adezyonunda ana parametre hidrofobiklik (102). PMMA gibi hidrofobik yüzeylerde, yüzeyde açıkta mevcut olan monomer birimler, kuvvetli hidrofobik bağlarla bir proteinin hidrofobik kısımları ile etkileşime girer.

Örnek olarak; *C. albicans*'ın protez kaide yüzeylerine in vitro bağlanması, mikroorganizmanın fiziksel ve kimyasal bir kuvvet meydana getiren hidrofobikliği ile alakalıdır. Bu nedenle *C. albicans*' ların buna benzer hidrofobik yüzeylere bağlanmaları, bu çekici hidrofobik etkileşim nedeniyle oldukça rahattır (103).

S. aureus, üretildiği ortama bağlı olarak hidrofobik veya hidrofilik hücre yüzey özelliklerini gösterebilir (101).

Staphylococcaceae familyasında yer alan stafilokoklardan doğada yaygın olarak bulunan türü *S. aureus*'tur. Ayrıca *S. aureus* bu familyadaki en önemli patojen türdür. İnsanlar ve hayvanlar, Stafilokokların temel kaynağıdır. Stafilokoklar, insan ve hayvanların normal deri ve mukoza florasında mevcuttur. *S.aureus* patojen bir bakteri olmasına rağmen sağlıklı kişilerin burun mukozası ve deri florasında bulunur.

S. aureus'lar fakültatif aerob, üzüm şeklinde mikroskop görüntüsüne sahip olan ve spor oluşturmeyen gram-pozitif bakterilerdir. Isıya dayanıklı toksinler üretirler. Bakteriler ısıl işlemle (66 °C/10 dk.) kolaylıkla inaktive edilebilirken, toksinler aktivitelerini 100 °C'de (30 dk.) koruyabilirler (Tablo 2. 1), (104, 105).

Tablo 2. 1. *S. aureus*' un üreme ve toksin oluşturma için genel koşullar.

	Üreme		Toksin Oluşturma	
	Optimum	Spektrum	Optimum	Spektrum
Sıcaklık	37	6.7-47.8	40-45	10-47.8
pH	6.7	4-10	6-7	4.5-9.8
*a_w (su aktivite değeri)	0.98	0.83-0.99	0.98	0.86->0.99
%NaCl	0	0-20	0	0-10
Atmosfer	Aerob	Aerob-anaerob	Aerob	Aerob-anaerob

* Su Aktivitesi Değeri (aw): Suyun serbest formunun ölçüsü olarak kullanılır. Maddedeki su basıncının aynı sıcaklıktaki saf suyun basıncına oranı ile saptanır. Saf suyun aw değeri 1,0'dır. Su aktivitesi değeri, mikroorganizmaların gelişmeleri üzerine en etkili faktörlerden biridir.

Patojen bakterilerden *S. aureus*, düşük aw değerlerinde (0.83-0.86) üremesi ve toksin oluşturması nedeniyle önem taşır (105).

2.12. Bakteriyel Adezyonu Etkileyen Faktörler

Bakteriyel yapışma çalışmalarında; substrat yüzeyine, bakteri hücrelerine ve solusyon ortamına bağlı birçok faktör değerlendirmede göz önünde bulundurulmalıdır. Pürüzlülük, materyalin yüzey kimyasal yapısı, hidrofobisitesi ve yüzey elektrik yükü gibi materyale ait yüzey özellikleri, bunlara ek olarak bakteri ve çevresel koşullar, bakterinin yüzeye ilk adezyonunu etkileyerek bakteriyel tutulumu etkilemektedir (93, 106-108).

2.12.1. Çevre Şartları ve Ortam

Genel ortamdaki bazı faktörler örneğin ortamın türü, akışkan ortamdaki kesme gerilimi, sıcaklık, ortamda tutma süresi, bakteri yoğunluğu, kimyasal reaktiflerin veya antibiyotiklerin mevcudiyeti ve ortamın yüzey gerilimi bakterilerin yapışmasına etki etmektedir (109, 110).

Kültür ortamının içinde bulun elektrolitlerin (KCL veya NaCl) yoğunluğu veya CO₂ ve pH değeri de bakteriyel yapışmaya etki etmektedir. Bu faktörler, yapışmanın ilk aşamasındaki fiziksel etkileşimi veya bakteri ve materyallerin yüzey özelliklerini değiştirerek bakteriyel yapışmayı etkilemektedir (107, 111, 112).

2.12.2. Bakterilerin Özellikleri

Bakteri türünün yüzeye yapışma üzerinde büyük bir etkisi vardır. Bazı bakteriler (çoğunlukla Gram- negatif bakteri) pili (fimbriya), kamçı (flagellae) gibi protein esaslı yapılarını kullanarak yüzeye bağlanırken,; stafilokok ve streptokoklar karbonhidrat esaslı yapılarını kullanarak yüzeye bağlanırlar. Materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin farklı olması, çeşitli bakteri türlerinin ve suşlarının belirli malzemelere farklı oranlarda yapışmasını açıklamaktadır (93, 109, 113, 114).

2.12.2. 1. Bakteri hidrofobisitesi

Bakteri yüzey hidrofobikliği; fimbrialar, peptitler ve yüksek moleküler ağırlıklı proteinler gibi hücre yüzeyi bileşenleri kullanılarak tespit edilmektedir. Bakterilerin hidrofobikliği, bakteri türüne, bakterinin büyüme ortamının etkisine, bakterinin yaşına ve bakterinin yüzey özelliklerine göre değişmektedir (80).

Bakteri yüzeyinin hidrofobisitesi adezyonu değiştiren etkenlerden biridir. Hidrofobisite sayesinde, iki yüzey arasındaki su tabakasının ortadan kalkmasıyla kısa mesafeli adezyon desteklemiş olur. İki yüzey arasındaki su tabakasının ortadan kalkmasıyla yakın mesafe hücre-yüzey etkileşimi meydana gelmektedir (115).

Bakteri hidrofobisitesi;

1. Temas açısı ölçümleri,
2. Hidrokarbonlar'a yapışma yeteneğinin değerlendirilmesi (BATH Testi; Bacterial Adherence to Hydrocarbon ve MATH testi; Microbial Adhesion to Hydrocarbon),
3. Sıvı çift fazlı sistemde hidrofobik ayrılma sağlanarak,
4. Tuz agregasyon testi kullanılarak,
5. Hidrofobik etkileşim kromatografisi kullanılarak,
6. Latex partikül agglutinasyon testi,
7. Yayma yönü değerlendirilerek belirlenir (109, 116-118).

Genel itibariyle; Hidrofobik bakteriler hidrofobik özelliklere sahip yüzeylere ilgi duyarken, hidrofilik özelliklere sahip olanlar hidrofilik yüzeylere ilgi duymaktadır (9, 119-124).

2.12.2.2. Bakteri yüzey elektrik yükü

Bakteri yüzeyindeki elektriksel yük, bakteriyel yapışmada bir başka önemli fiziksel etkidir. Bakteriler akışkan faz içindeyken yüzeylerindeki grupların iyonizasyonu nedeniyle bir elektrik yüküne (zeta potansiyeli) sahip olurlar. Yüzeyin elektrik yükü, her zaman isoelektrik nokta ya da elektrokinetik potansiyel ile

tanımlanır. Elektriksel alanda bakteri, yüzey yükünün etkisiyle zıt yüklü kutba doğru yer değiştirmektedir. Bu hareketin (elektroforez) hızı, fazla yüzey yükü ile orantılıdır ve bakterilerin yüzey yükünü kantitatif olarak hesaplama imkanı verir (125).

Yüksek negatif yüzey yükü, bakterilerin hidrofilik özelliğini gösterir. Bakterinin yüzey elektrik yükü, bakterinin türüne bağlıdır aynı zamanda büyüme ortamından, pH'tan, tampon süspansiyonunun iyonik kuvvetinden, bakterilerinin yaşından ve bakterinin yüzey karakteristiğinden etkilenir (80, 109, 113, 126).

2.12.3. Serum ve Doku Proteinlerinin Etkisi

Albümin, fibronektin, fibrinojen, laminin, denature kollojen benzeri serum ve doku proteinleri, materyal ve bakteri yüzeyine tutunurlar ya da yapışma sırasında sıvı ortamda bulunurlar, bu nedenle bakteriyel yapışmayı artırır veya inhibe ederler. Bakteri ve proteinler arasındaki birleşmelerin pek çoğu kendine özgü ligand-reseptör etkileşimidir. Proteinler, bakteri yüzeyinin fiziksel ve kimyasal özelliklerinde farklılıklar oluşturarak bakterilerin yapışma davranışını da değiştirirler (90, 126-128).

Çoğu protein, bakteri hücre yüzeyleri ve/veya materyal yüzeyleri ile etkileşime girerek bakterinin yüzeye adhere olmasını engellemektedir.

Albümin, malzeme yüzeyine adsorbe edildiğinde; polimer, seramik ve metal yüzeyler üzerinde yapışmayı engelleyen önemli bir role sahiptir. Albüminin inhibitör özelliğinin etki mekanizması tam olarak anlaşılmamışsa da, materyalin yüzey hidrofobitesini değiştirerek bakteri yapışmasını azalttığı vurgulanmaktadır. Bovine serum albümini adsorbe eden yüzeyin hidrofilik özelliği artar ve bakteriyel yapışmayı engeller (93, 109).

Fibronektin ve fibrinojenin *Staphylococcus aureus* ve *Staphylococcus epidermidis* türlerinin yüzeye yapışmasını arttırdığı bulunmuştur. Bu mekanizma, belirli adeziv hücre yapıları ile bu proteinler arasındaki etkileşim yoluyla meydana gelmektedir (93, 109).

2.13. Protez Biyofilminin Kompozisyonu

Oral kavite; yumuşak, non-keratinize bukkal mukoza epiteli, keratinize diş eti mukozası, dildeki spesifik hale gelmiş, papil biçimini almış mukoza ve diş sert

dokuları gibi çok farklı özelliklere sahip yüzeyleri içerir. Dişli hastalarla karşılaştırıldığında, protezi olan kişilerde bu yüzeylere ek olarak plak gelişmesini ve mikroorganizmaların üremesini kolaylaştıracak protezlerin doku yüzeyleri gibi yeni alanlar ve ortamlar bulunmaktadır. Protezler de tıpkı doğal dişler gibi plak, boya ve diş taşı birikimi gösterirler. Protez plağı; mikroorganizmaların ve onların metabolik ürünlerinin heterojen ve karmaşık bir tabakasıdır (85, 129, 130).

Protez plağı, oral mukoza ve tükürükten mikroorganizmaların yüzeye yapışması ve yüzeyde birikip büyümesi ile meydana gelmektedir. Özellikle, mekanik uzaklaştırma kuvvetlerinin ve tükürük akışının etkili olmadığı alanlarda daha fazla plak oluşmaktadır (özellikle maksiller protezin doku yüzeyi gibi). Üst tam protezin ağıza koyulmasıyla, damak ve protez doku yüzeyi arasında potansiyel yeni bir asidik ortam oluşturulur. Tükürüğün bu alana girme kapasitesi sınırlıdır ve düzenli olarak temizleme yapılmadığında protez doku yüzeyinde mikrobiyal plak oluşmaktadır.

Tükürük pelikül formasyonu, biyofilmlerin ortaya çıkmasında ki ilk evredir. Solid yüzeyi kaplayan tükürük pelikülündeki alfa amilaz, prolince zengin proteinler ve glikoproteine tutunan *S. gordonii*, *S. sanguis*, *S. oralis*'i içine alan oral streptokoklar “erken kolonizerler” olarak nitelendirilmektedir. Bu “erken kolonizerler” daha sonraki mikrobiyal yapışmayı koadezyon ve koagregasyon ile değiştirmektedir. *Streptococcus mutans* gibi çürüğe neden olan ve periodontal patojenlerin adezyonu erken kolonizerle’den sonra meydana gelir (91, 131).

Protez plağının bileşiminin, diş plağının bileşimine çok benzer olduğu bulunmuştur. Protez plağının hakim mikroflorası; Streptokoklar (*S. sanguis*, *S. oralis*, *S. anginosus*, *S. salivarius*, *S. mutans*), Stafilokoklar (*S. aureus*, *S. epidermidis*), Grampozitif ve Gram-negatif çomaklar, Aktinomiçes (*A. israelii*, *A. naeslundii*, *A. Odontolyticus*), Laktobasil, Veillonella ve mantarlardan meydana gelmektedir (130, 132-134).

Plak mikroflorası, kişiden kişiye, protez üzerindeki ve ağız içerisindeki alanlar arasında aynı karakteristik özellikler göstermemektedir. Bukkal kenarlar, yapay dişler, diş eti arayüzeyi ve doku yüzeyi arasındaki plağın aynı olmadığı bulunmuştur (130, 135, 136).

Protez stomatiti ile ilgili olan protez plağının ve aktif çürük lezyonların birbirine yakın mikrofloraya sahip olduğu belirtilmiştir. Ayrıca her iki bölgenin de pH'sı düşük asidik ortamlarının olduğu gösterilmiştir. Şiddetli protez stomatiti ile ilişkili asidik mikroorganizmaların protez biyofilminde sayısı ve oranı yüksektir; bunun nedeni yetersiz ağız hijyeni ve kısıtlı tükürük akışı nedeniyle bakterilerin oluşturduğu asidin uzaklaştırılamamasıdır (135-137).

Protezin yüzeyine kolonize olan, mantarlar ve bakteriler arasında adeziv bir etkileşim olur. Bakteriler, mantarların ağız boşluğunda kolonileşmesine ve çoğalmasına yardımcı olurlar. İn vitro çalışmalar, Candida albicans'ın akrilik yüzeylere yapışmasının, yüzeye adhere olan streptokoklardan (Streptococcus ve Streptococcus salivarius gibi) etkilendiğini bulmuştur (136, 138-141).

2.14. Bakteriyel Adezyonu ve Biyofilmi İncelemekte Kullanılan Yöntemler

Mikroskoplar, bakteriyel yapışmayı gözlemlemek için direkt yöntemlerden biridir. Adezyon kuvvet oranı (adhere olan bütün hücrelerin sayılması) ve bakteri tarafından kaplanan malzemenin yüzey alanı yüzdesi, bakteriyel adezyon çalışmalarında mikroskop tarafından belirlenen iki ana parametredir. Ayrıca yapışma modelleri de (agregasyon şeklinde, ayırık ve homojen olması) gözlemlenebilmektedir. Işık Mikroskobu, Floresan Mikroskobu, Konfokal Lazer Tarama Mikroskobu (Scanning Confocal Laser Microscopy), Tarama Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope; SEM), ve Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope; AFM), Faz-Kontrast Mikroskobu ile bakteriyel adezyonun incelenmesi mümkündür (108, 142).

Işık mikroskobu: Adhere olan mikron büyüklüğündeki bakterilerin ve hücrelerin incelenmesi için en basit yöntemdir. Işık mikroskobunun başlıca avantajı; dinamik adezyon araştırmalarında dijital bir kayıt cihazının bağlanması sayesinde, aynı anda bakteri yapışmasının izlenebilmesidir. Bu avantajına rağmen sadece optik olarak şeffaf olan sistemler ışık mikroskobu ile incelenebilir ve sınırlı çözünürlükleri nedeniyle bakterileri ayırt etmede zorluklar yaşanır (143, 144).

Diğer yöntemlerden SEM ile hücre morfolojileri ayırt edebilir ve aynı zamanda substratlara adezyonun doğrudan gözlemlenmesi mümkündür. Örneklerin

fiksasyonu ve yüzeyde elektron yığılmasını engellemek amacıyla iletken bir maddeyle (altın, 44 karbon, altın-palladyum, platin gibi) kaplanarak önceden incelemeye hazır hale getirme gerekliliği in-situ araştırmalarda kullanılmasını olanaksızlaştırmaktadır (81, 144).

Floresan mikroskobu, özellikle etiketleme-işaretleme özellikleri ve renk çeşitliliği olan florokromlar (floresan işaretleyiciler)'dan yararlanılan bakteriyel adezyon incelemeleri için efektif bir yöntemdir. İlaveten canlı hücrelerin sayımı ve belirlenmesi için de kullanılır (145).

Floresan mikroskobu, farklı floresan boya ile boyanan preparat ve yüzeylerdeki bakterileri saymak için kullanılır. Fiksasyon işlemi ve boyamadan sonra bakteriler canlılığını yitirir ancak adhere olan toplam bakteri sayısı bu yöntemle değerlendirilebilir. İmaj analiz yazılım programları ile beraber kullanıldığında kullanıcı hataları minimuma indirilebilmektedir. Bu sistemler çok sayıda mikroorganizmanın hızlı bir şekilde sayılmasına izin vermektedir (144).

Transparant ve translüsent olan substratlar akridin turuncusu (Acridine Orange) ile boyanması sonucu floresan özelliklere sahip olmasıyla mikroskopik olarak incelenebilmektedir. Akridin turuncusu, Kalkoflor beyazı ve 4'-diamidino-2-phenylindole (DAPI) floresan boya ile ölü ve yaşayan hücrelerin ikisi de boyanabilirken, Syto nükleik asit boya ve HidroethidineTM ile bilhassa canlı hücreler boyanmaktadır (146).

Akridin turuncusu, klinik materyallerde mikroorganizmaların tespitinde Gram boyamadan daha duyarlı olan, basit ve hızlı bir boyama yöntemi olduğu ifade edilmiştir (124, 146).

Akridin turuncusu, ölü hücrelerde, canlı hücrelerden daha büyük oranda depolandığından ölü ve canlı hücreleri ayırt etmede de yararlanılmaktadır. Bakteri ve mantarlar parlak turuncu boyanır. Arka plan siyah ile sarı-yeşil gözükür. İnsan epitelyal ve enflamatuvar hücreleri ve doku debrisı soluk yeşil ile sarı boyanır. Aktive edilmiş lökosit hücreleri, aktivasyon düzeyine ve üretilen RNA miktarına bağlı olarak sarı, turuncu veya kırmızı boyanacaktır, eritrositler ise boyanmayabilir veya soluk yeşile boyanırlar (6, 147).

Mikroskopik yöntemler, yapışık olan bakterinin belirlenmesi ve mikroorganizmaların sayısını tespit etmek için faydalanılan en kullanışlı ve güvenilir metodlar olmasına rağmen, büyük büyütmelerde çok küçük ölçekli alanların incelenmesi dikkatlice ve titizlikle yapılmalıdır. Mikroorganizmalar preparat üzerinde her zaman eşit olarak yayılmayabilir, hücre kümeleşmelerinin izlendiği zamanlarda tam olarak sayım yapılamayabilir. Buna ek olarak numunedeki partiküller hücrelerle karıştırılabilir ve bazı hücreler boyama sırasında tamamen boyanmayabilir, Bu nedenle, sayılamadıkları için değerlendirme hatalarına yol açabilirler (108).

Canlı bakteriler, bakterinin yapıştığı yüzeyden vorteksleme veya ultrasonik yöntemle uzaklaştırılıp, elde edilen süspansiyonun seçici bir katı besiyerine (agar gibi) ekilmesi metodu olan CFU (Colony Forming Unit, koloni oluşturma birimi; kob) ile dolaylı olarak tespit edilebilir. Bu metod; “Her koloni, substrattan ayrılan ve büyüüp bir koloni meydana getirebilen tek bir canlı bakterinin ürünüdür” prensibini baz almaktadır (108, 148).

Ekim yöntemleri ile sadece canlı bakteriler tespit edilebilir ancak yüzeyden uzaklaştırma ile canlılığını kaybeden ve kültürü yapılamayan hücreler tespit edilememektedir. Oysa ki ölü bakteriler de diğer hastalık yapıcı bakterilerin adezyonlarının gerçekleşmesine ve kolonizasyonunu sağlayacak spesifik reseptörler içerirler ve virülans faktörlerine sahip olabilirler. Bundan dolayı hem ölü hem de canlı hücrelerin sayılması, adezyon eğilimini değerlendirmek için daha kabul edilebilir bir yöntemdir. Bu istenen veriler, floresan boyalar veya elektronik parça sayımı yöntemlerini (Coulter counter) kullanılarak elde edilebilmektedir (144, 149).

Diğer bir metod olarak bakterilerin radyoaktif işaretlenme (radiolabeling) yönteminin yüksek hassasiyetli bir sayma teknolojisi olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca bu teknikte de bakterilerin substrattan uzaklaştırılması gerektiğinden canlı bakterilerin kesin sayısı tespit edilemeyebilir fakat adezyonu gerçekleştiren bakterilerin tam sayısını belirlemek mümkündür. Özel laboratuvar koşulları gerektirmesi ve radyoaktif maddelerin kullanıldığı tekniklerin araştırmacılar için tehlike oluşturmaları gibi dezavantajları, bu tekniğin kullanımını kısıtlamaktadır (143, 144).

Yüzeyden ekarte edilen bakterilerin miktarı turbidometrik analiz (optik yoğunluk ölçümü) için yeterli olduğunda spektrofotometri'den yararlanılabilir. Ancak mikroskopik sayma ve ekim yöntemiyle karşılaştırıldığında, değerlendirme hassasiyeti ve doğruluğu daha düşüktür. Spektrofotometri, optik yoğunluk ile koloni sayımı arasındaki kantitatif ilişki prensibine göre çalışmaktadır. İki ana ölçüm yöntemi vardır:

a) Bakterilerin adhere olduğu substrat boyandıktan sonra doğrudan spektrofotometrede incelenir.

b) Bakteriler yüzeyden temizlenir, bir solüsyon içinde boyanır ve sonra solüsyon spektrofotometre aracılığıyla incelenir (90, 127, 150).

Farklı türleri içinde bulunduran karışık popülasyonlardaki bir bakteri türünün yapışmasının değerlendirileceği araştırmalarda, karışık popülasyon içinde bakteriyi belirlemek amacıyla radyoaktif işaretleyiciler, florokromlar (floresan işaretleyiciler) yada bakteri-spesifik antibodilerden yararlanılabilir. Genetik olarak değiştirilmiş, floresan işaretlenmiş bakterilerin kullanılması; Floresan boyalara tercih edilirler çünkü deney süresini azaltırlar ve karışık bir popülasyonda inceleme yapılırken diğer bakterileri boyamazlar. Ama florokromlar da bakterinin yüzey karakteristiğini değiştirebilmekte ve bakterinin yaşayabilirliğine etki edebilmektedir. Adhere bakterileri saymak ve saptamak için birçok yöntem olmasına rağmen, bu yöntemleri birbirleriyle karşılaştıran çok az sayıda çalışma vardır (147, 151).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler

Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3. 1 ve 3. 2 'de görülmektedir. Kaide materyalleri seçilirken alerjik bireylerde kullanılabilme, darbelere karşı dayanıklılık gibi çeşitli özelliklere sahip olmaları ve polimerizasyon yöntemlerinin farklı olması göz önünde bulundurulmuştur.

Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan kaide materyalleri

Ürün ismi	Materyal tipi	Üretici firma
Weropress	Isı ile Polimerize Olan Akrilik Resin	Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya
SR Ivocap	Isıyla Polimerize Olan High Impact Akrilik Resin	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
On dent CAD	Prefabrike Olarak Polimerize Edilmiş CAD/CAM Akrilik Resin	On-Dent, İzmir, Türkiye

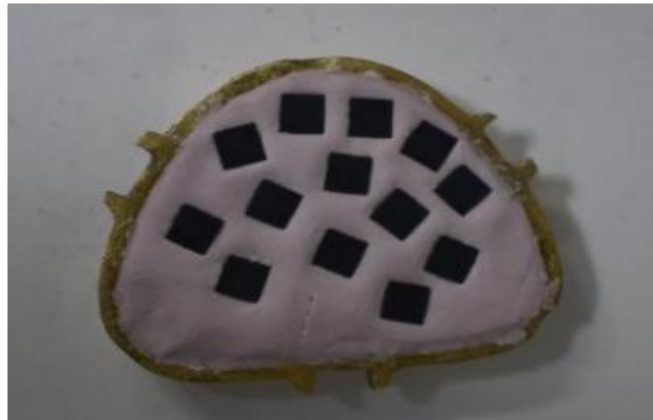
Tablo 3. 2. Yüzey polisajında kullanılan materyaller

Ürün ismi	Materyal tipi	Kısaltma	Üretici firma
Palaseal	Işıkla Polimerize Olan Glaze Likiti	Ps	Heraeus Kulzer GMBH, Hanau, Almanya
Optiglaze color	Işıkla Polimerize Olan Glaze Likiti	Og	GC Corporation, Tokyo, Japonya

3.2 Test Örneklerinin Hazırlanması

3.2.1. Isı İle Poimerize Olan Geleneksel PMMA Örneklerin Hazırlanması

Bu gruptaki örnekler hazırlanırken, CAD/CAM sistemiyle 10x10x3 mm boyutlarında mum örnekler elde edildi. Üretilen bu örnekler, ısı ile poimerize olan geleneksel PMMA örneklerin hazırlanmasında kalıp olarak kullanılmıştır. CAD/CAM mum örnekler üzeri yüksek vizkoziteli polivinilsiloksan ölçü malzemesiyle (Silagum Putty; MG, Hamburg, Almanya) kaplandıktan sonra tip 3 sert alçı ile geleneksel olarak muflalama işlemi yapıldı. Alçı sertleştikten sonra CAD/CAM mum örneklerin üzerine temiz kaynar su dökülerek mumun iyice uzaklaşması sağlandı. Daha sonra tüm sikon yüzeylere bir fırça yardımıyla lak (Isolant Separating Solution, De Trey Division, Dentsply Limited, Weybridge Surrey, England) sürülerek izole edildi ve 3 dk süre ile bekletildi. Weropress'in özel ölçekleri kullanılarak 21 g toz/10 ml sıvı oranında toz ve sıvı kısımları temiz bir cam kapta 15 sn boyunca karıştırıldı. Karıştırma kabının ağzı kapatılarak oda ısısında yaklaşık 9 dk bekletildi. Hazırlanan akrilik hamuru liflenme aşamasına geldiğinde örnek boşluğuna yerleştirildi. Muflalar üretici önerileri doğrultusunda Hidrolik preste 2 kez prova kapanışı yapıp, taşan kısımlar temizlendikten sonra kapatıldı. Muflaların, kilitlendiği kilitlenmediği kontrol edildi ve termostatl bir su tankı içerisinde önce 1,5 saat 72°C suda, ardından yarım saat kaynar suda bekletildi. Sıcak suda polimerizasyon işleminden sonra sudan çıkarılan muflalar 30 dk süre ile oda ısısında soğumaya bırakıldı ve açıldı (Resim 3. 1, Resim 3. 2).



Resim 3. 1. Muflaya alınmış CAD/CAM mum örnekleri



Resim 3. 2. Mum eliminasyonu yapıldıktan sonra oluşan kalıp boşluğu

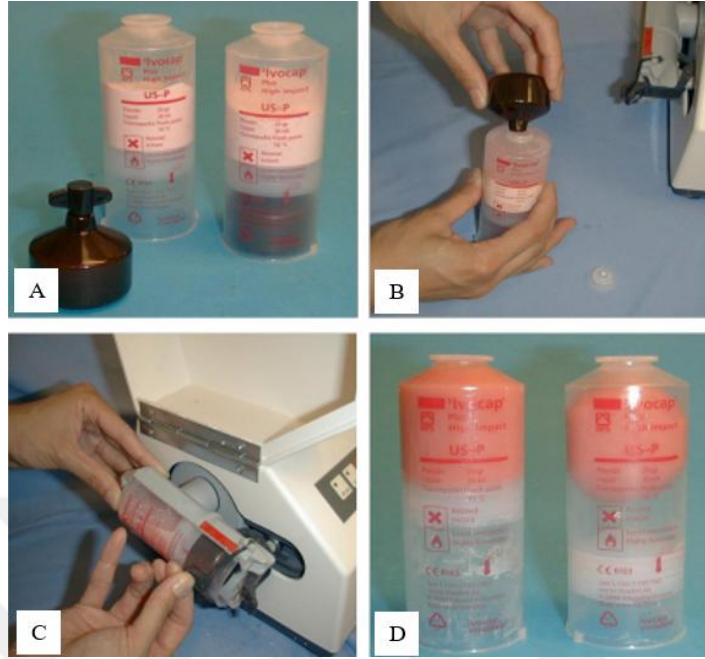
3.2.2. Isı İle Polimerize Olan Enjekte Edilebilir PMMA Örneklerin Hazırlanması

Bu gruptaki örnekler hazırlanırken, CAD/CAM sistemiyle 10x10x3 mm boyutlarında mum örnekler elde edildi. Üretilen bu örnekler, ısı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA örneklerin hazırlanmasında kalıp olarak kullanıldı. Üretici önerileri doğrultusunda alçı yardımıyla mumlar ürüne özel muflaya alınıp. Muflada 5 mm çapında enjeksiyon kanalı oluşturuldu (Resim 3. 3).



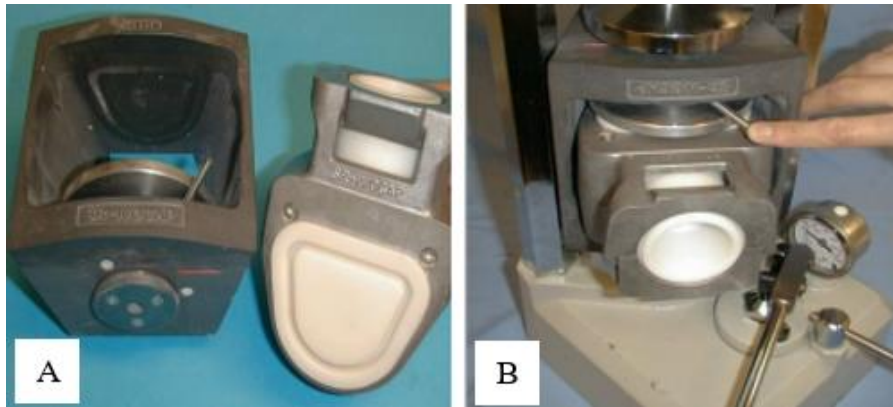
Resim 3. 3. Özel muflada oluşturulan enjeksiyon kanalı

Alçı sertleştikten sonra sıcak su dökülerek mum atımı gerçekleştirildi. Alçı yüzeylere lak (Separating Fluid, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) sürüldü. Kendi ambalajları içerisinde hazır halde bulunan toz ve likit kısımlar (20 g toz/ 30 ml sıvı) oda sıcaklığında el değmeden vibratörde (Cap Vibrator, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) 5 dk süre ile karıştırılarak akrilik hamuru elde edildi (Resim 3. 4).



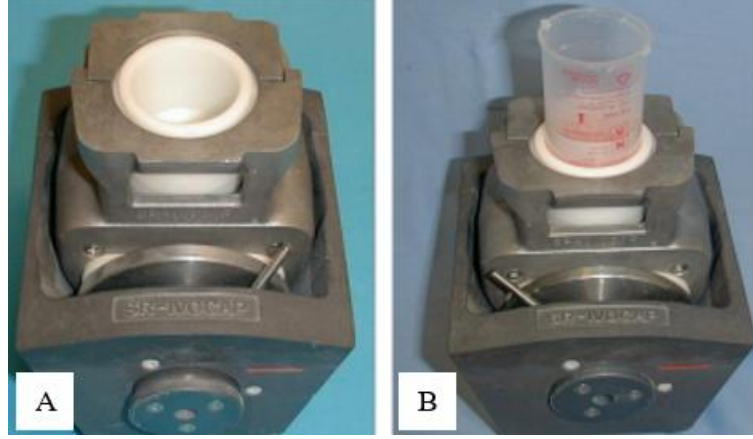
Resim 3. 4. SR Ivocap Plus akrilik hamurunun hazırlanması; A. Kapsül içerisinde SR Ivocap Plus akrilik tozu ve likiti; B. Likitle tozun karıştırılması; C. Kapsül içerisindeki karışımın vibratöre yerleştirilip karıştırılması; D. Kullanıma hazır akrilik hamuru

Mufla sıkıştırıcı düzeneğin içerisine yerleştirildi ve basınç uygulanarak sıkıştırıldı (Resim 3. 5).



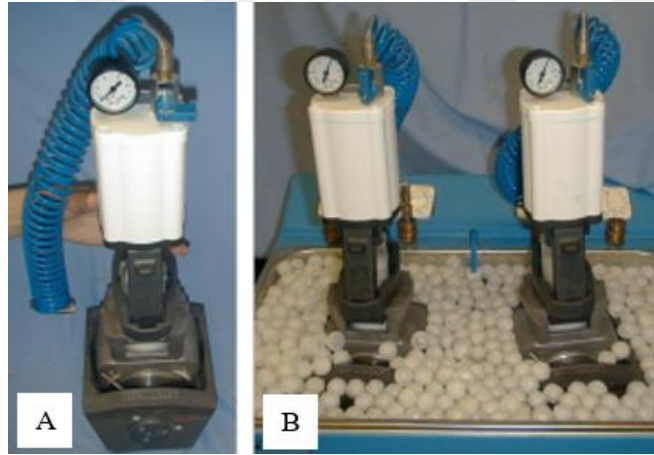
Resim 3. 5. A. Sıkıştırıcı düzeneğe mufla; B. Muflaya basınç uygulanması

İçerisinde akrilik hamuru bulunan kapsül, kapağı açılarak mufladaki özel bölmesine yerleştirildi (Resim 3. 6).



Resim 3. 6.A. Sıkıştırılmış mufla; B. Özel bölmeye kapsülün yerleştirilmesi

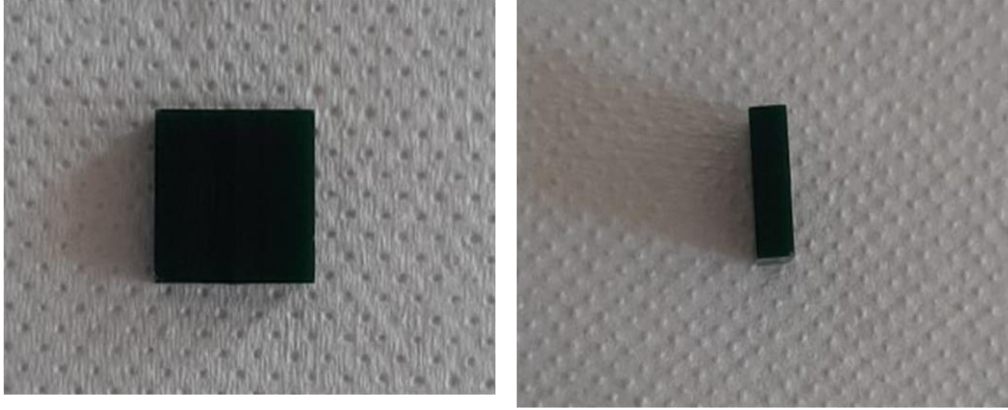
SR Ivocap basınç aparatı mufla üzerine oturtuldu ve 6 bar basınç uygulanarak akrilik enjekte edildi. Mufla polimerizasyon banyosundaki (IVO-2, BDT GmbH, Germany) kaynar su içine bırakıldı. Gereksiz ısı kaybını engellemek için suyun yüzeyi plastik toplanlarla kapatıldı. İşlem boyunca sabit olarak 6 bar basınç uygulanarak ve suyun kaynaması sağlanarak 35 dk içerisinde polimerizasyon tamamlandı (Resim 3.7).



Resim 3. 7.A. Basınç apareyinin mufla üzerine oturtulması; B. Polimerizasyon banyosunda muflalar

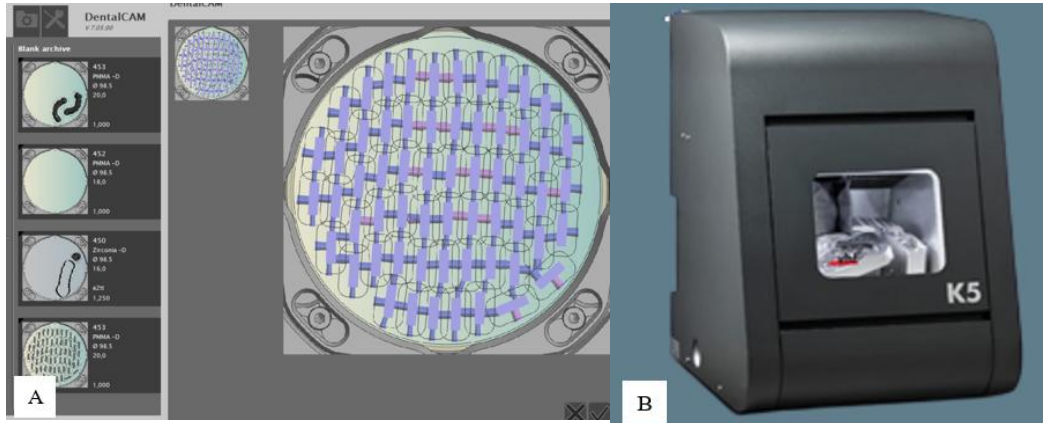
Böylece 10x10x3 mm boyutunda küçük akrilik bloklar elde edildi. Bu şekilde toplam 60 adet küçük akrilik blok elde edildi.

3.2.3. Prepolimerize CAD/CAM PMMA Örneklerinin Hazırlanması

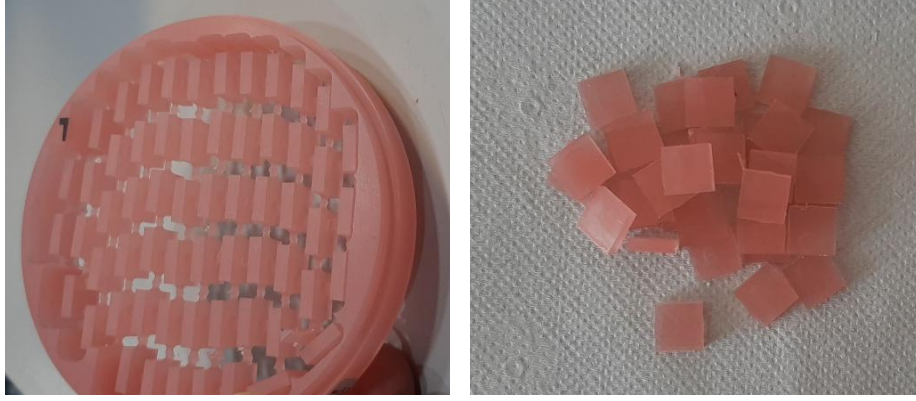


Resim 3. 8. Akrilik örneklerin üretilmesi için hazırlanan rehber mum örnek

Çalışmamızda kullanacağımız örneklerin hazırlanması için 10x10x3 mm ebatlarında CAD/CAM mum örnek elde edildi (Resim 3. 8). Hazırlanan CAD/CAM mum örnek CAD sisteminde taranıp elde edilen görüntüler dijital ortama aktarıldı. Prepolimerize CAD/CAM PMMA (On-Dent, İzmir, Türkiye) bloktan standart örnekler elde edebilmek amacıyla CAD (Exocad DentalCAD) bilgisayar programı ile gerekli tasarım yapıldı. Daha sonra bu tasarım stereolitografi (STL) dosyası olarak, CAM (VHF K5, vhf camfacture AG, Ammberuch, Germany) cihazına aktarılıp frezeleme işlemiyle örnekler elde edildi (Resim 3. 9, Resim 3. 10).



Resim 3. 9.A. Örneklerin, prepolimerize CAD/CAM PMMA bloğunda kazıma öncesi tasarımı; B. vhf K5 CAM cihazı



Resim 3. 10. Prepolimerize CAD/CAM PMMA bloktan (On-Dent, İzmir, Türkiye) hazırlanan test örnekleri

3.3. Deney Grupları ve Yüzey İşlemleri

3.3.1 Deney Grupları

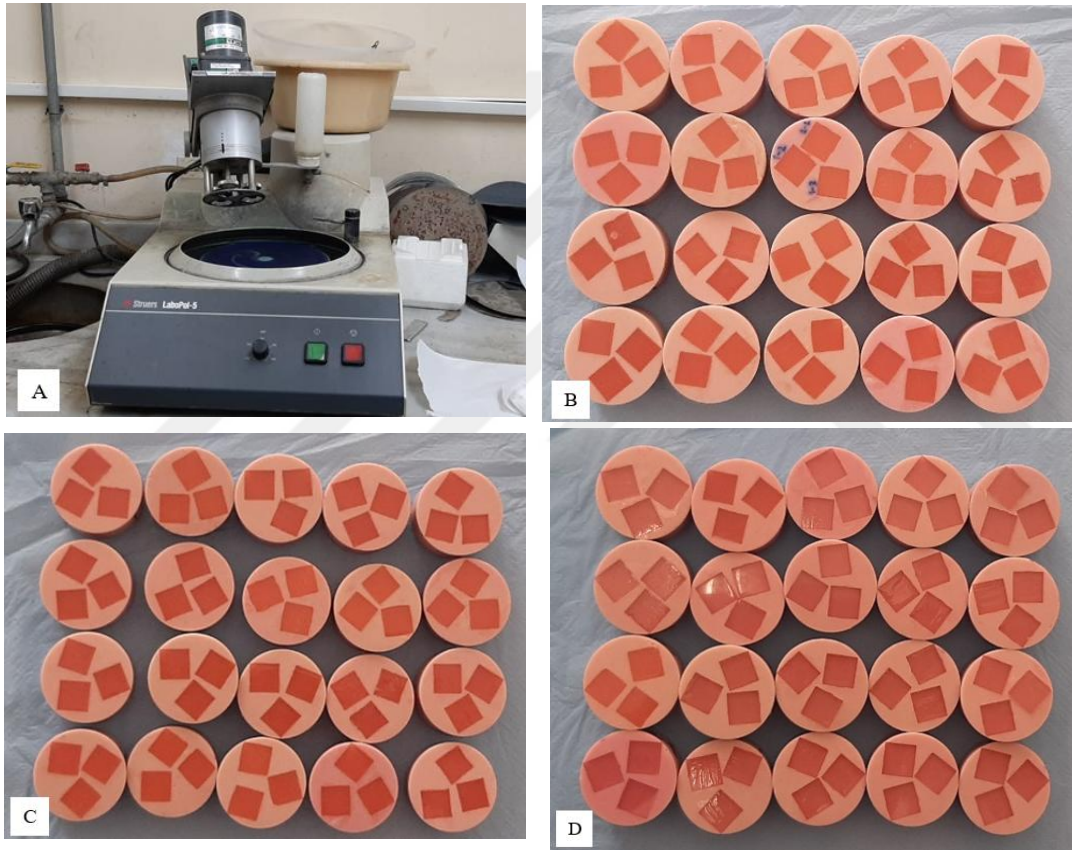
Çalışmamızda kullanılan her materyal için, atmışar örnekten oluşan, farklı yüzey işlemi uygulanmış üç alt grup oluşturuldu. Kullanılan kaide materyali ve uygulanan yüzey işlemine göre deney grupları Tablo 3. 3’ de görülmektedir.

Tablo 3. 3. Deney Grupları

Akrilik Kaide Materyalleri	Grup	n	Uygulanan Yüzey İşlemi
Isı İle Polimerize Olan Geleneksel PMMA (G)	M	20	Mekanik Polisaj
	Ps	20	Palaseal
	Og	20	Optiglaze Color
Isı İle Polimerize Olan Enjekte Edilebilir PMMA (E)	M	20	Mekanik Polisaj
	Ps	20	Palaseal
	Og	20	Optiglaze Color
Prepolimeriza CAD/CAM PMMA (CAD/CAM)	M	20	Mekanik Polisaj
	Ps	20	Palaseal
	Og	20	Optiglaze Color

3.3.2.Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması

Örnek yüzeylerinin standart bir şekilde polisajının yapılabilmesi için, örnekler üçerli gruplar halinde C tipi laboratuvar silikonuna (Zetalabor; Zhermack SpA, Rovigo, Italy) gömüldü ve tüm örnek yüzeyleri sırasıyla 800, 1000, 1200 ve 2500 grit'lik silikon karbid su zımparaları (DEMPAX SiC Paper Grinding Disc, Metkon, Türkiye) ile 300 rpm sabit devirli bir otomatik aşındırıcı-parlatıcı cihazda (LaboPol-5, Struer, Almanya) su banyosu altında 10'ar sn zımparalanarak yüzey standardizasyonu sağlanmıştır (67, 152, 153), (Resim 3. 11).



Resim 3. 11. Hazırlanan tüm örnekler, A. Aşındırıcı- parlatıcı cihaz; B. Isı ile polimerize olan geleneksel PMMA örnekleri; C. Isı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA örnekleri; D. Prepolimeriza CAD/CAM PMMA örnekleri.

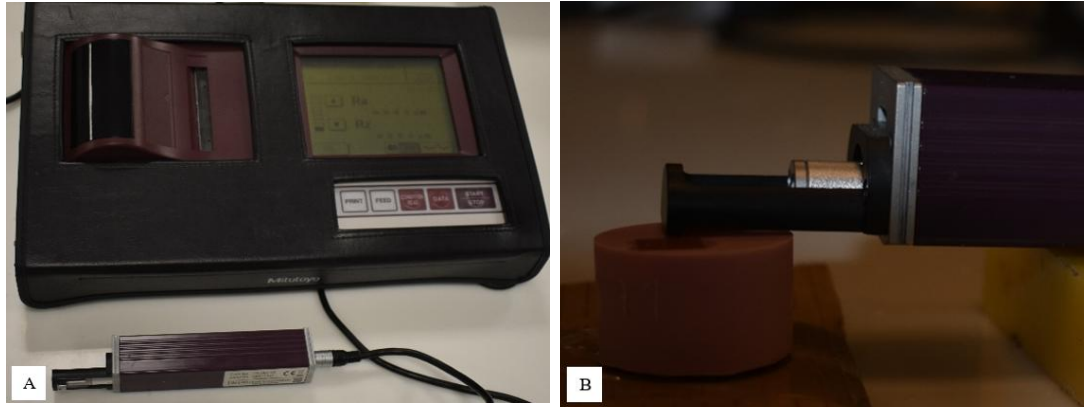
Aşındırıcı-parlatıcı cihazda zımpara ile yüzey standardizasyonu sağlanan örneklerden mekanik polisaj grubundaki örneklere, tek bir uygulayıcı tarafından yine aynı cihazda 10 sn keçe diskler (Struers, Almanya) ile su bazlı polikristalin elmas süspansiyonuyla (Diapat, Metkon, Türkiye) parlatma işlemi yapıldı.

Kimyasal polisaj gruplarında ise; ışıkla aktive olan glaze likiti, kendisine ait yumuşak fırçası ile ince bir tabaka halinde tek yönde örnek yüzeylerine her örneğe ayrı olarak sürüldü. Üretici önerileri doğrultusunda örnekler 90 sn süre ile bir fotopolimerizasyon cihazında (Solidilite V, Shofu Dental GmbH, Ratingen, Germany) bekletildi.

3.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Çalışmamıza ait yüzey pürüzlülüğü ölçümleri Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için profilometre cihazı (SJ-301; Mitutoyo Corp, Kawasaki, Japonya) kullanıldı. Örnekler, sabit bir pozisyonda tutulabilmeleri amacıyla, özel bir düzeneğe yerleştirilerek sıkıştırıldı. Örnek yüzeylerinin üç ayrı bölgesinden pürüzlülük ölçümleri yapıldı. Yapılan ölçümlerin ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülük değeri (Ra) kaydedildi. (Resim 3. 12), (12, 154, 155). Cihaz her bir grup örneğin ölçümünden sonra kalibre edildi.

Yüzey pürüzlülük (Ra) ölçümleri dijital bir profilometre cihazında (SJ-301; Mitutoyo Corp, Kawasaki, Japonya) 0,4 gram yük ile 5 saniye süreyle 0,01µm çözünürlükte gerçekleştirildi.



Resim 3. 12.A. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı; B. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçümü

3.5. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi

Her materyal grubunda (mekanik polisaj veya glaze işlemi yapılmış) örneklerinden üçer adet olmak üzere toplam 9 adet örnek incelemeye alınmıştır.

Materyallerin homojenitelerini gözlemlemek, yaptığımız mekanik polisaj ve glaze işleminin yüzey morfolojileri üzerinde yaptığı etkiyi belirlemek amacıyla tarama elektron mikroskobu kullanılmıştır. Görüntüleme öncesi bu yüzeylere “sputter coating” tekniği [Precision Etching and Coating System (PECS); (Gatan, Inc, Pleasanton, USA)] ile altınpalladyum kaplandı (Resim 3. 13).



Resim 3. 13. A. Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı; B. SEM incelemesi için altın-palladyum kaplanmış örnekler

3.6. Bakteriyel Kolonizasyon Ölçümü

Çalışmamızın mikrobiyolojik kısmı Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Ana Bilim Dalı Laboratuvarı’nda gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; steril kaide materyallerinin mikroorganizmalarla kontamine edilerek yüzeye tutunmuş olan mikroorganizma miktarlarının belirlenmesi amaçlanmıştır. Bakteriyel adezyon testi için; *Staphylococcus aureus* ATCC 25923 standart suşu kullanıldı. Bakteriyel kolonizasyon ve tutunum sağlanacak örnekler %70'lik alkol kullanılarak dezenfekte edildi ve daha sonra ultrasonik yıkayıcıda 5 dakika süresince steril distile su ile yıkandı. Derin dondurucuda -80°C'den çıkarılan *S. aureus* bakterisi, %5 koyun kanlı agar besiyerine (RTA, Türkiye) ekim yapılarak 37°C'lik mikroaerobik ortamda 24 saat inkübe edildi.

Bu kültürlerden alınan mikroorganizmalar ile 5 ml serum fizyolojik kullanılarak bakteri süspansiyonu hazırlandı.

Elde edilen süspansiyonun bulanıklığı dansitometre cihazı yardımıyla 0,5 McFarland standartlarına göre ayarlandı.

Böylece süspansiyonun 1 ml' sinde 150×10^6 kob (koloni oluşturan birim) mikroorganizma bulunması sağlandı. Her örneğin ayrı ayrı olarak bu tüplerde 15 dakika bekletilerek kontamine olmaları sağlandı. Bu sürenin sonunda steril bir pens yardımıyla tüplerden çıkarılan örnekler, 10 ml steril fosfat tampon solüsyonu (Phosphate Buffered Solution- PBS) içeren kaplara, her biri 20'şer kez daldırılmak suretiyle, gevşek tutunmuş olan mikroorganizmaların uzaklaştırılması sağlandı. Yıkama işleminden sonra örnekler, 2 ml steril PBS içeren test tüplerine aktarıldı ve bir karıştırıcı üzerinde 5 dakika boyunca şiddetle çalkalanarak yüzeylere tutunmuş olan mikroorganizmaların sıvıya geçmeleri sağlandı.

Bu işlem sonrasında; her tüpten ayrı ayrı, steril mikropipetler kullanılarak alınan 0,01 ml'lik PBS; *S.aureus* için koyun kanlı besiyeri içeren plaklar üzerine steril pamuklu çubuklarla her bölgeye eşit dağılması amacıyla rotasyon yapılarak ekildi. Ekim yapılan bu plaklar; 37°C de 24 saat boyunca inkübasyona bırakıldı. İnkübasyon sonunda koloni sayımı yapıldı ve toplam bakteri sayısı "kob" cinsinden hesaplandı (Resim 3. 14).



Resim 3. 14. %5 Koyun Kanlı Agar besiyerinde üreyen *S. aureus* kolonileri

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Örneklerin ortalama pürüzlülük profilini belirlemek amacıyla elde edilen veriler ve bakteriyel kolonizasyon ölçümünden elde edilen veriler normal dağılım gösterdiğinden Varyans Analizi kullanılarak değerlendirildi ve ortalamaların çoklu karşılaştırılmasında; Bonferroni Corrected testi kullanıldı ($p=0.05$). Her bir grup için bir gün sonrasındaki bakteriyel kolonizasyon değerleri Student-Newman-Keuls testi ile karşılaştırıldı.

Yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel kolonizasyon arasındaki etkileşimi değerlendirmek için, bu özellikler arasındaki ilişki Pearson Sıra Korelasyon testi ile incelendi. Aralarındaki ilişkinin tespiti için Regresyon Analizi yapıldı.

4. BULGULAR

4.1 Grupların Yüzey Pürüzlülükleri Açısından Değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülük testi sonucunda elde edilen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. µm cinsinden elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 4. 1’ de görülmektedir.

Tablo 4. 1. Gruplara ait yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

GRUPLAR		Ortalama (Ra)	Standart Sapma
Akrilik Kaide Materyali	Yüzey işlemi		
Isı İle Polimerize Olan Geleneksel PMMA (G)	M	0,0673	0,03238
	Ps	0,4438	0,03238
	Og	0,4221	0,03238
Isı İle Polimerize Olan Enjekte Edilebilir PMMA (E)	M	0,0529	0,03238
	Ps	0,3271	0,03238
	Og	0,3235	0,03238
Prepolimerize CAD/CAM PMMA (CAD/CAM)	M	0,04305	0,03238
	Ps	0,2857	0,03238
	Og	0,3117	0,03238

4.1.1 Isı İle Polimerize Olan Geleneksel PMMA İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi

Isı ile polimerize olan geleneksel PMMA için farklı polisaj gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 2’ de gösterilmiştir.

Tablo 4. 2. Isı ile polimerize olan geleneksel PMMA örneklerine uygulanan polisaj yöntemlerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık (P<0.05)
(3)M	20	0,0673	(1)(2)
(2) Ps	20	0,4438	(3)
(1) Og	20	0,4221	(3)

Ps (0,4438) ve Og (0,4221) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

M (0,0673) grubu Ps (0,4438) ve Og (0,4221) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bir değer sergilemiştir ($p<0.05$).

4.1.2. Isı İle Polimerize Olan Enjekte Edilebilir PMMA İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi

Isı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA için farklı polisaj gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 3'de gösterilmiştir.

Tablo 4. 3. Isı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA örneklerine uygulanan polisaj yöntemlerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık(P<0.05)
(3) M	20	0,0529	(1)(2)
(2) Ps	20	0,3271	(3)
(1) Og	20	0,3235	(3)

Ps (0,3271) ve Og (0,3235) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

M (0,0529) grubu Ps (0,4438) ve Og (0,4221) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bir değer sergilemiştir ($p<0.05$).

4.1.3. Prepolimerize CAD/CAM PMMA İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi

Prepolimerize CAD/CAM PMMA için farklı polisaj gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 4 te gösterilmiştir.

Tablo 4. 4. Prepolimerize CAD/CAM PMMA örneklerine uygulanan polisaj yöntemlerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık ($P<0.05$)
(3) M	20	0,04305	(1)(2)
(2) Ps	20	0,2857	(3)
(1) Og	20	0,3117	(3)

Ps (0,2857) ve Og (0,3117) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

M (0,04305) grubu Ps (0,2857) ve Og (0,3117) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bir değer sergilemiştir ($p<0.05$).

4.1.4. Mekanik Polisaj Grubu İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi

Mekanik polisaj grubu için farklı PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 5’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 5. Mekanik polisaj uygulanan farklı PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık (P>0.05)
(3) G	20	0,0673	
(2) E	20	0,0529	
(1) Cad/Cam	20	0,04305	

G (0,0673), E (0,0529) ve CAD/CAM (0,04305) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

4.1.5. Palaseal(Ps) Grubu İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi

Palaseal(Ps) grubu için için farklı PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 6 'da gösterilmiştir.

Tablo 4. 6. Palaseal uygulanan farklı PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık (P<0.05)
(3) G	20	0,4438	
(2) E	20	0,3271	
(1) Cad/Cam	20	0,2857	

G (0,4438), E (0,3271) ve CAD/CAM (0,2857) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

4.1.6. Optiglaze Color (Og) Grubu İçin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi

Optiglaze color (Og) grubu için farklı PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 7'de gösterilmiştir.

Tablo 4. 7. Optiglaze color uygulanan farklı PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin ikili karşılaştırılması

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık(P>0.05)
(3) G	20	0,4221	
(2) E	20	0,3235	
(1) Cad/Cam	20	0,3117	

G (0,4221), E (0,3235) ve CAD/CAM (0,3117) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

4.2. Grupların Bakteriye Kolonizasyon Açısından Değerlendirilmesi

Kültürel sayım yöntemlerinden koloni sayımı yöntemi kullanılarak yapılan, bir gün sonrasındaki bakteriyel kolonizasyon ölçümü sonucunda elde edilen değerler Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Bir gün sonrasındaki bakteriyel kolonizasyon değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları Tablo 4. 8'de görülmektedir.

Tablo 4. 8. Gruplara ait bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

Gruplar			1 gün sonra	
Akrilik Kaide Materyali	Yüzey işlemi	n	Ortalama	Standart Sapma
Isı İle Polimerize Olan Geleneksel PMMA (G)	M	20	43,8000	1,4242
	Ps	20	55,6000	1,4242
	Og	20	73,2500	1,4242
Isı İle Polimerize Olan Enjekte Edilebilen PMMA (E)	M	20	37,0500	1,4242
	Ps	20	44,4500	1,4242
	Og	20	51,2000	1,4242
Prepolimerize CAD/CAM PMMA (CAD/CAM)	M	20	17,4000	1,4242
	Ps	20	23,7500	1,4242
	Og	20	30,8000	1,4242

4.2.1. Isı İle Polimerize Olan Geleneksel PMMA İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi

Isı ile polimerize olan geleneksel PMMA için farklı polisaj gruplarının bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 9' de gösterilmiştir.

Tablo 4. 9. Farklı polisaj yöntemleri uygulanan ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık(P<0.05)
(3) M	20	43,8000	(1)(2)
(2) Ps	20	55,6000	(1)(3)
(1) Og	20	73,2500	(2)(3)

Her üç grup (M, Ps, Og) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmakla birlikte ($p<0,05$), M (43,8000) grubu Ps (55,6000) grubuna göre, Ps (55,6000) grubu da Og (73,2500) grubuna göre bakteri kolonizasyon ortalamaları olarak istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sonuç vermiştir ($p<0,05$).

4.2.2. Isı İle Polimerize Olan Enjektelerde Edilebilen PMMA İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi

Isı ile polimerize olan enjektelerde edilebilen PMMA için farklı polisaj gruplarının bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 10 'da gösterilmiştir.

Tablo 4. 10. Farklı polisaj yöntemleri uygulanan Isı ile polimerize olan enjektelerde edilebilir PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık(P<0.05)
(3) M	20	37,0500	(1)(2)
(2) Ps	20	44,4500	(1)(3)
(1) Og	20	51,2000	(2)(3)

Her üç grup (M, Ps, Og) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmakla birlikte ($p<0,05$), M (37,0500) grubu Ps (44,4500) grubuna göre, Ps (44,4500) grubu

da Og (51,2000) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sonuç vermiştir ($p<0,05$).

4.2.3. Prepolimerize CAD/CAM PMMA İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi

Prepolimerize CAD/CAM PMMA için farklı polisaj gruplarının bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 11’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 11. Farklı polisaj yöntemleri uygulanan Prepolimerize CAD/CAM PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık($P<0.05$)
(3)M	20	17,4000	(1)(2)
(2) Ps	20	23,7500	(1)(3)
(1) Og	20	30,8000	(2)(3)

Her üç grup (M, Ps, Og) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmakla birlikte ($p<0,05$), M (17,4000) grubu Ps (23,7500) grubuna göre, Ps (55,6000) gurubu da Og (30,8000) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sonuç vermiştir ($p<0,05$).

4.2.4. Mekanik Polisaj Grubu İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi

Mekanik polisaj grubu için farklı PMMA kaide materyalinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 12’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 12. Mekanik polisaj uygulanan farklı PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık(P<0.05)
(3) G	20	43,8000	(1)(2)
(2) E	20	37,0500	(1)(3)
(1) Cad/Cam	20	17,4000	(2)(3)

Her üç grup (G, E, CAD/CAM) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmakla birlikte ($p<0,05$), CAD/CAM (17,4000) grubu E (37,0500) grubuna göre, E (37,0500) grubu da G (43,8000) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sonuç vermiştir ($p<0,05$).

4.2.5. Palaseal (Ps) Grubu İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi

Palaseal (Ps) grubu için farklı PMMA kaide materyalinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.13’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 13. Palaseal (Ps) uygulanan farklı PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık(P<0.05)
(3) G	20	55,6000	(1)(2)
(2) E	20	44,4500	(1)(3)
(1) Cad/Cam	20	23,7500	(2)(3)

Her üç grup (G, E, CAD/CAM) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmakla birlikte ($p<0,05$), CAD/CAM (23,7500) grubu E (44,4500) grubuna göre, E (44,4500) grubu da G (55,6000) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sonuç vermiştir ($p<0,05$).

4.2.6. Optiglaze Color (Og) Grubu İçin Bakteriyel Kolonizasyon Değerlendirmesi

Optiglaze color (Og) grubu için farklı PMMA kaide materyalinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4. 14.'te gösterilmiştir.

Tablo 4. 14. Optiglaze color (Og) uygulanan farklı PMMA örneklerinin bir gün sonra bakteriyel kolonizasyon ortalamaları ve gruplar arası farklılıklar

Gruplar	n	Ortalama	Farklılık (P<0.05)
(3) G	20	73,2500	(1)(2)
(2) E	20	51,2000	(1)(3)
(1) Cad/Cam	20	30,8000	(2)(3)

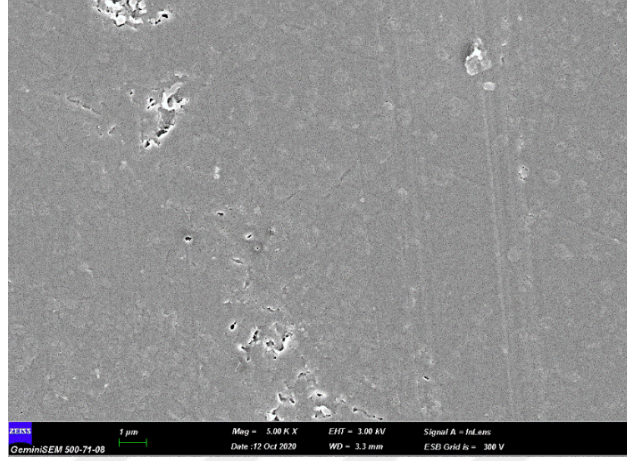
Her üç grup (G, E, CAD/CAM) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmakla birlikte ($p<0,05$), CAD/CAM (30,8000) grubu E (51,2000) grubuna göre, E (51,2000) grubu da G (73,2500) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sonuç vermiştir ($p<0,05$).

4.3. SEM Bulguları

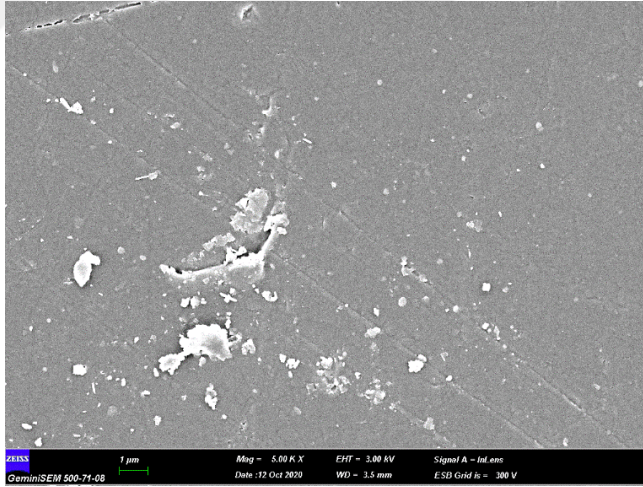
PMMA kaide materyallerinin yüzey morfolojilerindeki farklılıkları daha detaylı incelemek amacıyla, her materyalin mekanik polisaj işlemi yapılmış örneklerinden alınan SEM fotoğrafları değerlendirildi. Farklı tipteki PMMA örneklerinin yüzey morfolojilerinde farklılıklar olduğu görüldü.

Isı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA örneklerinin yüzeyinde düzensiz girinti çıkıntı ve kraterler göze çarparken (Resim 4. 2), ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA örneklerinin daha poröz bir yüzey yapısı gösterdiği görüldü (Resim 4. 1).

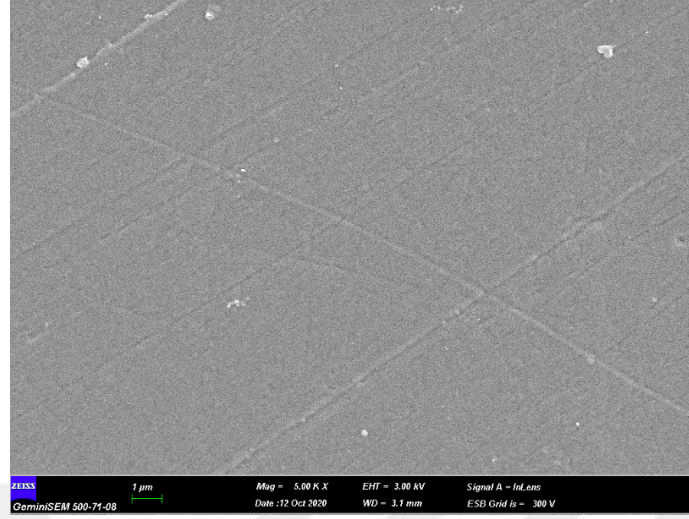
Prepolimerize CAD/CAM PMMA örneklerinde ise yüzeylerin diğer kaide materyallerinden daha az poröz, düzgün ve homojen olduğu tespit edildi (Resim 4. 3).



Resim 4. 1. Mekanik polisaj uygulanan ısı ile polimerize edilen geleneksel PMMA örnek yüzeylerini gösteren SEM görüntüsü x500)

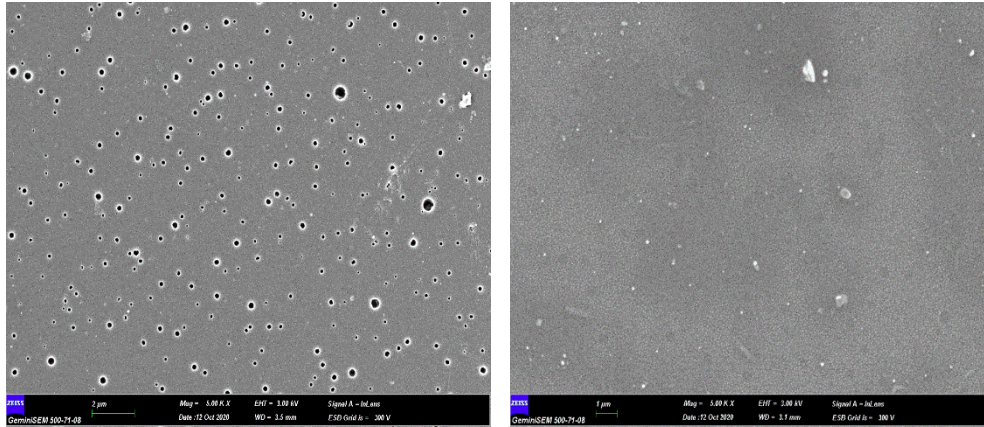


Resim 4. 2. Mekanik polisaj uygulanan enjekte edilebilir PMMA örnek yüzeylerini gösteren SEM görüntüsü x500)

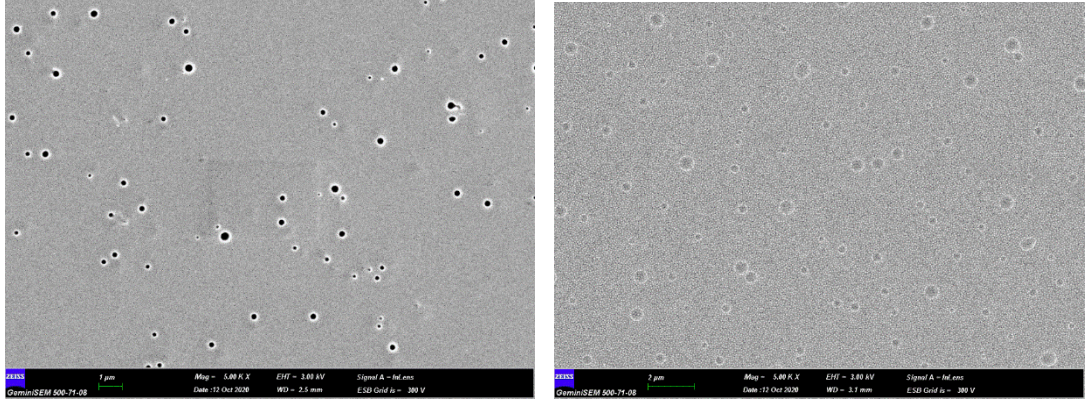


Resim 4. 3. Mekanik polisaj uygulanan prepolimerize CAD/CAM PMMA örnek yüzeylerini gösteren SEM görüntüsü x500)

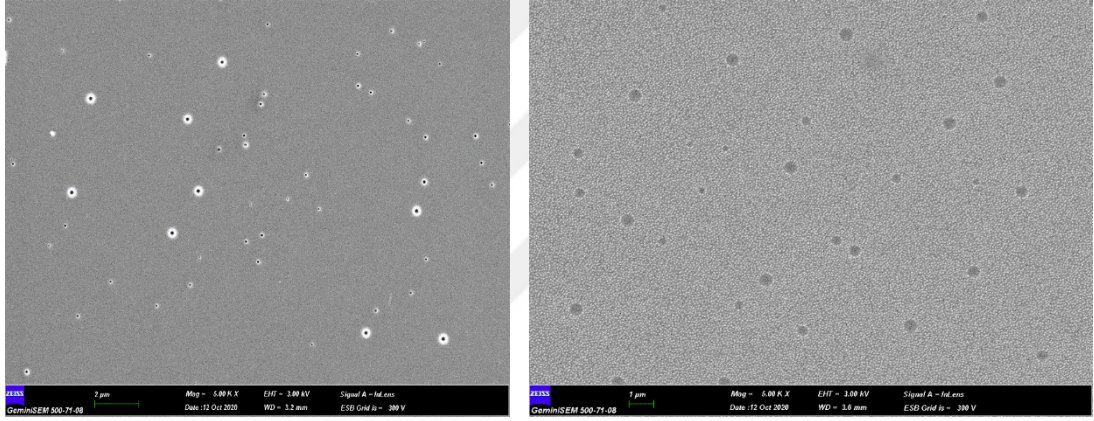
Kimyasal polisaj uygulanmış örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde, glaze tabakasında küçük düzensiz dağılmış benekler (noktalar) ve hava kabarcıklarıyla dolu nispeten pürüzlü bir yüzeyin olduğu tespit edilmiştir (Resim 4. 4), Resim 4. 5, Resim 4. 6). Ayrıca, glaze ajanlarının fırça ile uygulanması, glaze malzemesinde hava kabarcıklarının ve yüzey düzensizliklerinin oluşmasına neden olarak yüzey pürüzlülüğünü de arttırmış olabilir.



Resim 4. 7. Kimyasal polisaj uygulanan ısı ile polimerize edilen geleneksel PMMA örnek yüzeylerinin x500 büyütmede SEM görüntüsü



Resim 4. 8.Kimyasal polisaj uygulanan enjekte edilebilir PMMA örnek yüzeylerinin x500 büyütmede SEM görüntüsü



Resim 4. 9.Kimyasal polisaj uygulanan prepolimerize CAD/CAM PMMA örnek yüzeylerinin x500 büyütmede SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Poli metil metakrilat (PMMA), ortodontik apereyler, protez kaideleri, astarlama işlemi, geçici restorasyonlar, yapay diş yapımı ve tamir materyali dahil olmak üzere restoratif diş hekimliğinde en yaygın kullanılan polimerdir (25, 156, 157). Düşük yoğunluğu, estetik oluşu, düşük maliyeti, kolay kullanımı ve uyarlanabilir fiziksel ve mekanik özellikleri nedeniyle, PMMA çeşitli dental uygulamalarda popülerlik kazanmıştır (156). Su emmesi, zayıf darbe ve eğilme direnci nedeniyle protezlerin kırılması gibi PMMA kullanımıyla ilgili, bir takım endişeler olsa da, devam eden araştırmalarla, PMMA'nın özelliklerini (iletkenlik, su emilimi, çözünürlük, darbe ve eğilme dayanımı gibi) iyileştirmek için bazı modifikasyonlar yapılmıştır. PMMA materyallerinin geliştirilmesiyle ilgili bazı çalışmalarda, PMMA'nın güçlendirilmesi için çeşitli liflerin (158-167), nanopartiküllerin (168-182) ve nanotüplerin kullanıldığı bildirilmiştir (183-187). Benzer şekilde, epoksi reçine, poliamid veya bütadien stiren içeren PMMA bazlı biyokompozitlerin PMMA'nın darbe direncini artırdığı bildirilmiştir (188).

CAD/CAD sistemlerinde kullanılan prepolimerize PMMA kaide blokları yüksek basınç ve ısı altında üretilmektedir. Bu nedenle millenen protezlerde konvansiyonel yöntemde görülen büzülme problemi önlenmektedir. Ayrıca bloklar yüksek kondanzasyona sahip olduklarından dolayı, artık monomer ve pörözite de daha az olmaktadır (43, 56, 189).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzey özelliklerinin plak akümüasyonu, renklenme, aşınma ve estetik görünüm üzerinde büyük etkisi vardır. Yüzey pürüzlülüğü, protezle temas halinde olan ağız içi dokuların sağlığını doğrudan etkileyen önemli bir özelliktir. Yüzey pürüzlülüğünde 0.3 μm ' lik bir artış hastanın dilinin ucu ile fark edilebilmektedir. Bu sebeple pürüzsüz bir yüzey hastanın konforunu da artırır (190).

Polisajı yapılmış akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğü, kullanılan aşındırıcının partikül boyutuna bağlı olarak 0.03 ile 0.75 μm arasında değişmektedir. 0.2 μm yüzey pürüzlülük değerinin bakteriyel kolonizasyon oluşumu açısından eşik yüzey pürüzlülük değeri olduğu ve bu değer altında bakteriyel kolonizasyonda belirgin bir azalma meydana gelmeyeceği, bununla birlikte 0.2 μm 'lik yüzey pürüzlülük

değerinden itibaren kolonizasyonda dramatik bir artış beklendiği belirtilmiştir. 0.12 µm pürüzlülük değerinin pürüzsüz bir akrilik yüzeyin karakteristiği olduğu ifade edilmiştir (5, 83).

Yapılan çalışmalarda pürüzlü akrilik yüzeylerin mikroorganizmaların birikimi ve plak oluşumuna pürüzsüz yüzeylerden büyük ölçüde daha yatkın olduğu ve rezinin yüzey pürüzlülüğünün parlaticının partikül boyutuna bağlı olduğu belirtilmiştir (10, 12, 83, 191).

Rezin yüzeyleri üzerine yürütülen mikrobiyolojik çalışmalarda pürüzlü yüzeyler üzerindeki girintilerin, mikroorganizmaları makaslama kuvvetlerinden korudukları ve ağız içi temizlik yöntemleri ile uzaklaştırılmalarını zorlaştıran korunaklı bir ortam oluşturdıkları belirtilmektedir. Protez yüzeyindeki bu düzensizlikler bazen mikrobiyal hücrelerin yüzeye geri dönüşümsüz olarak tutunmalarına izin vermektedir (8, 9, 11).

Ağız içinde mevcut olan çoğu mikroorganizma; özellikle çürükler, periodontal hastalıklar ve protez stomatitinden sorumlu olanlar, varlıklarını ancak sert doku yüzeylerine tutunurlarsa devam ettirebilirler ve koloniler oluşturmaya başlarlar. Sert dental yüzeylere bakteri adezyonunu dental plak akümüasyonu takip eder. Yüzey pürüzlülüğü ve serbest yüzey enerjisi bu olaylar sırasında anahtar rol oynar (5, 83).

Quirynen ve arkadaşlarının yaptıkları in vivo çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünün plak oluşumunda serbest yüzey enerjisinden daha önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (5, 8). Akrilik rezinlerde kandida kolonizasyonunun incelendiği çalışmalarda da yüzey pürüzlülüğünün kandidaların yüzeye tutunmasında oldukça etkili olduğu, buna karşın serbest yüzey enerjisinin böyle bir etkisinin bulunmadığı açıklanmıştır (12, 192).

Radford ve arkadaşları, 1999 yılında yaptıkları literatür incelemesi sonucunda akrilik rezinler üzerine uygulanan farklı yüzey işlemleri ve bu işlemler sonucunda elde edilen yüzey pürüzlülük değerleriyle ilgili açıklayıcı bilgi içeren az sayıda çalışma bulunduğunu belirtmişlerdir (14). Akrilik yüzeyleri uygulanan yüzey işlemlerine göre farklı yüzey pürüzlülüğü değerleri sergilemektedirler.

Ulusoy ve arkadaşları (66), ısıyla polimerize olan akrilik rezin yüzeyine çeşitli kalınlıklarda aşındırıcı diskler, keçe ile sulandırılmış pomza ve pamuk fırça ile alçı-alkol uygulayarak farklı polisaj grupları oluşturmuşlardır. Bu işlem basamaklarının hepsinin sırayla uygulandığı ya da bazı basamakların atlandığı polisaj gruplarının tümünde $0.2\ \mu\text{m}$ ' lik eşik değerin üzerinde değerler tespit edilmiştir.

Zissis ve arkadaşları (7), dört protez kaide rezinini alçı ile muflaya alıp polimerizasyon sonrası hiçbir yüzey işlemi uygulamaksızın yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirmişlerdir. Hiçbirisinin bakteriyel tutunum için eşik değeri olan $0.2\ \mu\text{m}$ ' lik yüzey pürüzlülüğü değerinin altında sonuçlar vermediğini bildirmişlerdir. Genel olarak protez kaide rezinlerinin Ra değerlerinin 3.4 ile $7.6\ \mu\text{m}$ arasında değiştiği görülmüştür. Morgan ve Wilson (191) , biri ısıyla diğeri kendiliğinden polimerize olan protez kaide rezinlerinden hazırlanan örneklerin yüzeylerini 80, 220, 320, 500, 800 ve 1000 grit' lik silikon karbid zımparalar ile zımparalamışlardır. Bu altı farklı yüzey işlemi sonucunda 0.3 ile $4.7\ \mu\text{m}$ arasında Ra değerleri elde edilmiştir. Daha büyük gritli zımpara kullanımının yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artışa sebep olduğunu belirtmişlerdir.

Akrilik rezin yüzeylerine başka hiçbir işlem uygulamaksızın sadece zımpara uygulandığında elde edilen bu Ra değerleri Quirynen' ın (5) belirttiği eşik değerin üzerindedir. Tek başına zımparalama işlemi ile $0.2\ \mu\text{m}$ ' lik pürüzlülük değerine ulaşılamamasından dolayı, çalışmamızda mekanik polisaj uygulanan gruplarındaki örnek yüzeylerine zımparalama işlemine ilave olarak aşındırıcı-parlatıcı cihazda 10 sn keçe ile su bazlı polikristalin elmas süspansiyonla parlatma işlemi yapılmıştır.

Alp ve ark. ($0.08\ \mu\text{m}$), Al-Dwairi ark. (0.12 ± 0.02 'den $0.16 \pm 0.03\ \mu\text{m}$ 'ye), Srinivasan ve ark. ($0.37 \pm 0.03\ \mu\text{m}$), farklı üreticilerin prepolimerize CAD/CAM PMMA bloklarından üretilen örneklerin, ısı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA' dan hazırlanan örneklerle kıyasla final polisaj işleminden sonra daha büyük Ra değerlerine sahip olduğunu raporlamışlardır. Bu prepolimerize CAD/CAM PMMA'nın anizotropik (özellikleri farklı yönlerde değişiklik gösteren materyal) davranışını gösterir (3, 193, 194).

Çalışmamızda, mekanik polisaj yapılan prepolimerize CAD/CAM PMMA bloklarından hazırladığımız örneklerin ortalama Ra değerleri, $0.04 \pm 0.03\ \mu\text{m}$ 'dir.

Güncel literatürde Steinmassl ve ark. Herhangi bir yüzey işlemi yapılmamış prepolimerize CAD/CAM PMMA' nın yüzey özelliklerini inceledikleri çalışmalarında bulunan Ra değeri $0.28 \pm 0.07 \mu\text{m}$ 'dir (195). Bahsedilen çalışmalarda Ra değerlerindeki farklılıklar, kullanılan farklı cilalama tekniklerine ve kullanılan araçlara bağlanabilir.

Çalışmamızda, en düşük ortalama yüzey pürüzlülük değerlerini prepolimerize CAD/CAM PMMA örneklerinde bulmamıza rağmen, elde ettiğimiz sonuçlar, prepolimerize CAD/CAM PMMA, ısıyla polimerize edilmiş geleneksel PMMA ile karşılaştırıldığında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermediğini ortaya koymaktadır. Böylece savunduğumuz; ısıyla polimerize olan geleneksel PMMA ile CAD/CAM destekli hareketli protezleri üretmek için kullanılan prepolimerize PMMA arasında yüzey pürüzlülüğü bakımından bir farkın olmadığıyla ilgili birinci sıfır hipotezi kabul edildi.

Ayrıca bu çalışmada, mekanik polisaj yaptığımız tüm PMMA örneklerinin yüzey pürüzlülük değerleri Quirynen ve ark. (5) tarafından bildirilen eşik değerin ($0,2 \mu\text{m}$) altındadır.

Yüzey pürüzlülüğü gibi yüzeyde bulunan poroziteler de protez üzerinde plak birikimini ve protezin belirli kısımlarının renklenmesine neden olur. Yaptığımız SEM analizi, prepolimerize CAD/CAM PMMA örneklerine kıyasla, ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA örneklerinin yüzeyinde daha fazla porozitenin olduğunu göstermektedir. Yapılan çalışmalarda yüzeydeki bu poroziteler, mantar ve bakterileri makaslama kuvvetlerinden korudukları ve mekanik temizleme yöntemleri ile uzaklaştırılmalarını zorlaştıran korunaklı bir ortam oluşturdıkları belirtilmektedir (8). SEM incelemesiyle ortaya çıkan, ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA yüzeyinde porozitenin varlığı, bu akrilik örneklerindeki daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerinin de birincil nedeni olabilir.

Arslan ve ark. (196) yakın zamanda prepolimerize CAD/CAM PMMA bazlı polimerlerin hidrofobikliğin ısıyla polimerize edilmiş geleneksel PMMA'dan daha yüksek olduğunu, prepolimerize CAD/CAM PMMA bazlı polimerlerin ise geleneksel PMMA'ya benzer Ra değerlerine sahip olduğunu bulmuşlardır.

Yüzey pürüzlülüğü mikroorganizma kolonizasyonunu etkileyen önemli bir parametre olmasına rağmen bizim çalışmamızda da prepolimerize CAD/CAM PMMA ve ısı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA arasında yüzey pürüzlülüğünü bakımından istatistiksel olarak önemli bir fark bulmadık.

Çalışmamızda, farklı polisaj tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmek için ısı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA ve prepolimerize CAD/CAM PMMA protez kaide akrilikleri seçilmiştir. Çünkü protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, bitim ve polisaj tekniklerine bağlı olarak farklı reçine malzemelerinde değişiklik gösterebilir (14, 83).

Elde ettiğimiz sonuçlar, hem mekanik hem de kimyasal polisaj (yüzeyin ışıkla sertleşen glaze ajanlarıyla kaplanması) uygulanan prepolimerize CAD/CAM PMMA guruna ait örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin ısı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA'ya göre daha düşük olduğunu göstermektedir. Bu, CAD\CAM polimer malzemelerin doğal özellikleri ve üretim sürecinden kaynaklanıyor olabilir. Çünkü CAD/CAM polimer materyalleri yüksek sıcaklık ve yüksek basınç altında polimerize edilir (73, 197-199).

Protez kaide materyaline ilk mikrobiyal tutunma, porozite, yüzey serbest enerjisi, hidrofobiklik (200) ve pürüzlülük (12) gibi malzeme yüzeyinin fiziksel özelliklerine bağlıdır. Tüm bu değişkenler, protezin hazırlanmasında kullanılan malzeme türünden, polimerizasyon yönteminden, malzemeye fiber eklenmesinden veya herhangi bir yüzey modifikasyonundan (yüzey kaplaması gibi) etkilenir (201).

Bakteriyel tutunum, geri dönüşümlü ya da geri dönüşümsüz olabilir. Geri dönüşümsüz tutunum asıl olarak yüzey pürüzlülüğü ve zamana bağlı bir safhadır. Yüzey enerjisi ilk faz olan geri dönüşümlü tutunmada daha etkili ikinci bir faktördür. Tutunum mekanizması bakterinin kendisine ve tutunduğu materyalin yüzeyine ait bazı karakteristik özellikler ve çevresel faktörlerden etkilenen oldukça karmaşık bir süreçtir. Hidrofobisite bakteriye ait en önemli özelliklerdendir. Materyale ait hidrofobisite, yüzey pürüzlülüğü, yüzeyin kimyasal yapısı ve çevresel faktörler olan ısı, zaman ve bakteri konsantrasyonu da bu olayı etkileyen faktörlerdir (202).

Çalışmamızda yüzeye tutunumu değerlendirilen *S. aureus*, protez stomatiti olan hastalarda protez plağında mevcut olan bir bakteri türüdür (13, 14). Protez stomatiti olan hastaların % 84' ünde ağız mukozasında, % 36' sında da protez yüzeyinde *S. aureus* bulunmaktadır. Bununla birlikte protez stomatitli hastalarda *Candida albicans* görülme oranı ağız mukozasında %86 ve protez yüzeyinde %26 olarak bulunmuştur (13).

Çalışmamızda kullanılan *S. aureus* ağız ortamında protez iç yüzeylerinden izole edilebilen ve girintili yüzeylere tutunma kapasitesi yüksek bir mikro organizmadır. Farklı mikroorganizmalar ve farklı kaide materyalleri ile farklı kolonizasyon sonuçları alınabilmektedir. Kaide materyali olarak kullanılan bir materyalde mikroorganizma tutulumuna ek olarak dikkate alınması gereken başka özelliklerin de olduğu unutulmamalıdır.

Yapılan araştırmalarda *Candida albicans* tutunumu daha sık incelenmiş olup, *S. aureus*' un kullanıldığı çalışmaların sınırlı olduğu görülmektedir. Baena-Monroy ve arkadaşlarının (13) yapmış olduğu çalışmada *S. aureus* oranlarının *Candida albicans* oranlarına benzer olduğu görülmektedir. Bu yüzden çalışmamızda, güncel olması ve bu konuya ışık tutması açısından *S. aureus*' un yüzeydeki tutunumu değerlendirilmiştir.

Verran ve Maryan' ın (9) çalışmasında yüzeyi parlatılmış ve Ra değeri 0.2 µm olan, kullanıma hazır tabaka halindeki PMMA rezin yüzeyi 600 grit' lik zımpara kağıdı ile pürüzlendirilmiş ve 1.26 µm Ra değeri elde edilmiştir. Pürüzlendirilmiş yüzeylerde pürüzlendirilmemiş yüzeylere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla sayıda *Candida albicans* gözlenmiştir.

Bir başka çalışmada otopolimerizan akrilik rezinden hazırlanan örnekler üzerine çeşitli yüzey işlemleri uygulanarak *Streptococcus oralis*, *Actinomyces viscosus* ve *Candida albicans* tutunumu karşılaştırılmıştır.

Streptococcus oralis ve *Actinomyces viscosus*'un farklı yüzey bitimlerine sahip örnek yüzeylerine tutunumları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülmezken; *Candida albicans* tutunumunun kumlanan ve mufladan çıktıktan sonra

işlem görmeyen yüzeylerde polisajlı yüzeylere oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla olduğu görülmüştür (98).

Daha önce de bahsettiğimiz Morgan ve Wilson' ın (191) çalışmasında, akrilik yüzeylerde Streptococcus oralis tutunumu değerlendirilmiştir. Daha büyük grit'li zımpara kullanımının yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artışa sebep olduğu aynı zamanda hem ısıyla polimerize olan hem de kendiliğinden polimerize olan akrilik örneklerde bakteri tutunumunun 2 saat inkübasyon sonunda pürüzlü yüzeylerde pürüzsüz yüzeylere göre daha fazla olduğunu ve kendiliğinden polimerize olan akrilik rezin örneklerinde ise yüzey pürüzlülüğünün bununla doğru orantılı olarak bakteri tutunumunun ısıyla polimerize olan akrilikten daha fazla olduğu, 4 saat süreyle inkübasyon sonrasında yüzey pürüzlülüğünün tutunan bakteri sayısı üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir.

Kendiliğinden polimerize olan akrilik rezin örneklerinde yüzey pürüzlülüğünün ısıyla polimerize olan akrilikten her koşulda daha fazla oluşunun ısıyla polimerize olan akrilik rezin yüzeyinin daha sert oluşuyla açıklanabileceğini belirtmişlerdir. Yüzey pürüzlülüğü ile sertlik arasında bir ilişki olduğu ve sertlik değeri azaldıkça pürüzlülük değerinin arttığı tespit edilmiştir.

Son zamanlarda bazı araştırmacılar, CAD/CAM teknolojisini kullanarak PMMA'dan hareketli protez üretme yöntemini inceleyip, geleneksel ve CAD/CAM PMMA malzemelerinin çeşitli özelliklerini karşılaştırdılar (3, 4, 194, 196, 203-207). İlginç bir şekilde, CAD/CAM yöntemiyle üretilen protezlerin hidrofobikliği artmış ve yüzey özellikleri daha iyi hale gelmiş, bu nedenle mikroorganizmaların bu protezlere yapışması büyük ölçüde azaltılmıştır (194, 196, 204).

Böylece hidrofobikliğin artması, polimer yüzeyinde plak oluşumunu engeller (5, 208). Buna bağlı olarak CAD/CAM PMMA protezleri, Candida albicans adezyonunu önlemek için stomatite eğilimli hastalarda faydalı olabilir (209-213).

Çeşitli prepolimerize CAD/CAM PMMA blokları tanıtılmış ve yüzey pürüzlülüğü değerleri hakkında tartışılmalı veriler ortaya çıkmıştır. Dolayısıyla, prepolimerize CAD/CAM PMMA protez kaide akriliğinin yüzey pürüzlülüğünün ısı ve otopolimerize PMMA protez kaide akrilikleriyle karşılaştırılabilir veya daha

düşük olduğu bildirilmiştir (193, 194). Bunun tersine, Srinivasan ve ark. Prepolimerize CAD/CAM PMMA'nın daha yüksek Ra değerine sahip olduğunu bildirmişlerdir (3). Buna rağmen yapılan araştırmalarda, ısı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA protez kaideleriyle karşılaştırıldığında, prepolimerize CAD/CAM PMMA'dan yapılan protez kaidelerinde Candida adezyonun daha az olduğu bulunmuştur (204, 214).

Prepolimerize CAD/CAM PMMA'nın kimyasal yapısı ısıyla polimerize olan geleneksel PMMA'ya benzer olsa da, prepolimerize CAD/CAM PMMA'nın sertlik, eğilme mukavemeti, eğilme modülü ve darbe direnci gibi birçok özelliği geleneksel PMMA'dan daha iyidir. İki materyalde eşit biyouyumluluğa sahiptir ve artık monomer salınımı açısından aralarında önemli bir fark yoktur (52). Ancak ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA ile karşılaştırıldığında, prepolimerize CAD/CAM PMMA'nın mekanik özellikleri ve dayanıklılığı iyileştirilmiştir.

CAD/CAM tam protezlerin kaideleri, önceden oluşturulmuş bir akrilik bloğun freze edilmesiyle üretilir. Bu bloklar, protez kaidesinin büzülmesini önlemek için yüksek basınç ve yüksek sıcaklık altında üretilmiştir (43). Böylece, akriliğin polimerizasyon büzülmesi ortadan kalkar, polimerizasyon büzülmesi olmadığı için CAD/CAM tam protez kaidelerinin doku adaptasyonu geleneksel olarak üretilen kaidelere göre daha iyidir (215). Prepolimerize CAD/CAM PMMA protez kaide akrilikleri, ısıyla polimerize olan geleneksel PMMA kaide akriliklerinden daha hidrofobiktirler çünkü daha az artık monomer içerirler. Ayrıca, prepolimerize CAD/CAM PMMA polimerlerinde porozitenin olmamasından dolayı, Candida Albicans gibi mikroorganizmaların proteze yapışma ihtimali de düşüktür (216).

Elde ettiğimiz bulgulara göre, prepolimerize CAD/CAM PMMA'dan elde edilen örneklerde S. aureus kolonizasyonu, ısıyla polimerize edilmiş geleneksel PMMA'dan elde edilen örneklerden daha azdı. Bu nedenle, prepolimerize CAD/CAM PMMA bazlı polimerlere yapışan S. aureus miktarının, ısıyla polimerize edilmiş geleneksel PMMA'dan farklı olmadığı şeklindeki ikinci sıfır hipotezi reddedildi.

Bu bağlamda mekanik polisaj uyguladığımız farklı tipteki PMMA'dan elde ettiğimiz test örnekleri arasında önemli derecede bir yüzey pürüzlülük farkının

bulunmamasından, porozitenin veya yüzey hidrofobikliğinin *S. aureus* kolonizasyonu üzerinde önemli bir etkisi olabileceğine inanıyoruz. Yapılan araştırmalarda gösterildiği gibi, yüzey pürüzlülüğü mikrobiyal adezyonda ve mikroorganizmaların kesme kuvvetlerinden korunmasında çok önemli bir faktördür (5, 10, 83, 217). Çalışmamızda da, bulunan yüzey pürüzlülüğü sonuçları 0,2 mm'den az olduğu için mikrobiyal kolonizasyonu daha da azaltması beklenmemektedir (83). Bu nedenle, benzer yüzey pürüzlülük sonuçları, her üç PMMA kaide akriliği için benzer mikrobiyal yapışma koşulları sağlayacaktır. Bu durum *S. aureus* kolonizasyonunda farklı faktörlerin de etkili olduğunu göstermektedir. Ek olarak çalışmamızda elde edilen bulgularına göre *S. aureus* yüzey pürüzlülüğünün daha yüksek olduğu akrilik yüzeylerde daha fazla tutunmuştur. Bu sonuç, daha önce yapılmış olan çalışmalarla uyumlu olarak, mikroorganizma tutunmasının yüzey pürüzlülüğü ile birlikte arttığı savını desteklemektedir, çünkü pürüzlülük arttıkça mikroorganizma tutunması için gerekli yüzey alanı sağlanmaktadır (16). Araştırmamızdaki temel fark, yüzey pürüzlülüğünün bakteriyel tutunma üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmamasıdır, çünkü standardize bir mekanik polisaj uygulayarak elde ettiğimiz yüzey pürüzlülük değerleri 0,2 μm 'nin altındadır. Bu nedenle, bulduğumuz Ra değerleri bakteriyel tutunmayı yeteri kadar etkilememiştir.

Bu çalışmanın klinik önemi, özellikle stomatite yatkınlık gösteren bireylerde prepolimerize CAD/CAM PMMA'dan üretilen hareketli protezlerin kullanımının irdelenmiş olmasıdır. Ayrıca, ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA'ya belirgin bir şekilde daha fazla sayıda mikroorganizma tutunması, CAD/CAM teknolojisi ile üretilen hareketli protezlerin bu açıdan faydasını göstermiştir.

Enjekte edilebilen akrilikler günümüzde, popüler protez kaide malzemeleri arasındadır. Isı ile polimerize olan geleneksel akrilikler ile karşılaştırıldığında, bu malzemelerin üretim süreci daha az zahmetlidir ve hataya daha az meyillidir. Enjekte edilebilir akriliklerin bir başka avantajı, enjeksiyon metoduyla üretilen protez kaidelerinin iyi bir boyutsal stabiliteye ve doku adaptasyonuna sahip olmalarıdır (218). Üreticilerin iddialarına göre, bu malzemelerde plak adezyonu daha azdır; bu nedenle, enjekte edilebilir PMMA' dan yapılmış protez kullanan hastalarda protez kaynaklı stomatit gelişme olasılığı daha düşüktür.

Bu çalışmada, ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA ve ısı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA protez kaide materyalleri, dişhekimliğinde yaygın kullanımları ve S.aureus'un farklı tipteki PMMA protez kaide materyaline adezyonunu karşılaştıran sınırlı sayıda çalışmanın olması nedeniyle seçilmiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulara göre, S.aureus'un ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA'ya adezyonu, ısı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMMA göre daha yüksektir ve elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır. Bu sonuç, iki malzemenin farklı hazırlama tekniklerinden kaynaklanıyor olabilir. Enjekte edilebilir akrilikler önceden karıştırılmış kartuşlarda bulunurken, geleneksel teknikte toz ve sıvı elle karıştırılır, bu da malzemede hava kabarcıklarının kalmasına neden olarak yüzeyde porozite artışına neden olabilir (71). Diğer fiziksel özelliklerdeki farklılıklar (yüzey serbest enerjisi, hidrofobiklik ve pürüzlülük gibi) bu farklılığın diğer olası nedenleri olabilir. Zeina M.A. ark. (219), candida albicans'ın enjekte edilebilir akrilik malzemelere adezyonun geleneksel akrilik reçinelere adezyonundan daha az olduğunu bulmuşlardır, bu da araştırma sonuçlarımızla tutarlıdır. Öte yandan Young ve ark. (220), Candida albicans'ın enjekte edilebilir akrilik malzemelere adezyonun, geleneksel ve otopolimerize akrilik reçinelerden önemli ölçüde farklı olmadığını belirtmiştir. Young ve ark.'nın sonuçları ile bizim çalışmanın sonuçları arasındaki fark, kullandığımız mikroorganizma türünün veya mikrobiyal kolonizasyon deneylerindeki prosedür farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir. Çünkü kolonizasyon deneylerinde ve koloni sayım yöntemlerinde standart bir metod yoktur.

SEM analizi ile iki akrilik reçine malzemesinin (ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA, ısı ile polimerize olan enjekte edilebilir PMM) yüzeyleri karşılaştırıldığında, ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA'nın yüzey yapısında porozitenin daha fazla olduğunu göstermektedir. Bu yüzey yapısı farklılıkları, Young ve ark. Tarafından yapılan araştırmanın sonuçlarıyla bizim araştırmanın sonuçlarının farklı olmasının bir başka nedeni olabilir. Ayrıca yüzey pürüzlülüğü gibi porozite de protez yüzeyinde plak oluşumunu ve protezin belirli kısımlarının renklenmesini artırır. Yüzeyde oluşan bu poroziteler sayesinde mantarlar ve bakteriler, mekanik temizlemenin oluşturduğu kesme kuvvetinden daha iyi korunur (8).

Araştırmalarda, geleneksel mekanik polisaja alternatif olarak yüzeyi kaplamak için çeşitli glaze ajanlarının (kimyasal polisaj) kullanılabileceği bildirilmiştir (221).

Günümüzde dental laboratuvarlar uygulama kolaylığı, kısa bir sürede protez yüzeyinde parlak bir görünüm sağlanabilmesi ve maliyetinin düşük olması sebebiyle protez glazelerini kullanmaktadırlar. Ancak bu gibi avantajlarının yanında bunların ne ölçüde yarar sağladıkları ve sınırları hakkında çok az şey bilinmektedir.

Geleneksel olarak, protez kaide materyalleri, polisaj öncesi bir diş laboratuvarında su ve ince grenli pomza ile mekanik olarak parlatılır. Bu yöntemde ayrıca ince parlatma işlemi, polisaj pastaları veya alüminyum oksit partikülleri içeren sıvı cila patları kullanılarak gerçekleştirilir (24, 71). Son zamanlarda, protez kaide materyallerinin yüzey defektlerini ortadan kaldırmak, renklenme ve aşınmaya karşı direncini iyileştirmek için glaze ajanları geliştirilmiştir (71, 74, 222-225).

PMMA protez kaide materyallerinin bitim ve polisaj işlemleri için çeşitli teknikler kullanılmıştır (223, 226). Mekanik polisaj geleneksel olarak, frezler ve aşındırıcı taşlarla bitim işlemleri yapıldıktan sonra, sulandırılmış pomza, polisaj pastası veya alüminyum oksit parçacıkları içeren sıvı polisaj patlarıyla yapılır (71). Son zamanlarda, yüzeydeki poroziteleri en aza indirmek ve pürüzsüz yüzeyler elde etmek için glaze ajanları kullanıma sunulmuştur (224, 227). Ancak, bu ajanların uzun vadeli performansları belirsizdir (222, 223, 228).

Bitim ve polisaj işlemlerinden sonra oluşan mikro çatlakları ve mikro defektleri kapiler etki ile doldurarak restorasyonları optimal hale getirmek ve özellikle yüzey düzgünlüğünü arttırmak için glaze ajanları önerilir. Bununla birlikte, glaze ajanları, düşük aşınma direnci, alttaki malzemeye zayıf bağlanma ve yüksek viskoziteye bağlı düzensiz yayılmadan kaynaklanan yetersiz yüzey kalitesi sorunlarına neden olabilirler (222, 224, 227).

Genel olarak, diş teknisyenleri birçok indirekt restorasyon türünde polisaj prosedürlerini uygular. Ancak CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle birlikte klinik uygulama aşamaları azalmaya başlamıştır. Bu nedenle, CAD/CAM restorasyonların yapımı tamamlandıktan sonra, klinisyenler de polisaj aşamalarının elimine edilmesini

istiyorlar (77). Bu aşamada klinik olarak kullanımı kolay olan glaze malzemeleri klinik rutinine girmiştir. Uygulayıcılar bu glaze sitemlerinde kendi başlarına kumlama, silanizasyon ve glaze işlemlerini kolaylıkla yapabilirler. Bununla birlikte, bu glaze malzemelerinin, özellikle mevcut CAD/CAM restorasyonlarında ki etkinliği ile ilgili in vivo ve in vitro yeterli çalışma yoktur (77).

Al-Kherarif (229), mekanik ve kimyasal polisajın (yüzeyin ışıkla sertleşen glaze ajanlarıyla kaplanması), ısı ve ışık ile polimerize akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemiş, mekanik polisaja tabi tutulan yüzeylerin Ra değerlerini daha düşük bulmuştur.

Sesma ve arkadaşları (74) protez yüzeyine glaze uygulamasının plak oluşumuna etkisini değerlendirdikleri in vivo çalışmalarında; on maksiller hareketli bölümlü protez kullanıcısında protezlerin dokuya bakan yüzeylerinin yarısına Palaseal (ışıkla sertleşen glaze ajanı) uygulamışlar, diğer yarısına herhangi bir işlem uygulamamışlardır. Bir ay sonra glaze uygulanan ve uygulanmayan yüzeylerden elde ettikleri SEM görüntülerinde; glaze uygulanan alanlarda çok az sayıda mikroorganizma içeren ince bir bakteriyel plak tabakası olduğu, işlem görmemiş alanlarda ise mikroorganizmalardan zengin yoğun plak oluşumu gözlenmiştir. Bununla birlikte üç ay sonra elde edilen SEM görüntülerinde, bazı alanlarda glaze tabakasında çatlaklar meydana geldiği ve hem glaze uygulanmış hem de uygulanmamış yüzeylerde yoğun bir bakteriyel plak tabakası olduğu gözlenmiştir. Bu çatlakların mikro tutucu alanlar oluşturarak bakteriyel kolonizasyonu artırdığı belirtilmiştir. Sesma ve arkadaşları (74), hastaların glaze uygulamasının belirli zaman aralıklarıyla tekrarlanması gerektiği konusunda bilgilendirilmelerinin gerektiğini belirtmişlerdir.

Olan-Rodriguez ve arkadaşları (230) da tam protezlerde yumuşak astar üzerine Palaseal uygulayarak 14 gün boyunca ağız ortamında bekletmişler ve bu süre sonunda işlem görmüş ve görmemiş yumuşak astar yüzeyleri arasında bakteriyel kolonizasyon bakımından belirgin fark olduğunu belirtmişlerdir. Palaseal uygulanan yüzeylerde bakteri kolonizasyonunun uygulanmayan yüzeylere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu bildirilmiştir.

Çalışmalarda çeşitli gritlerde alüminyum oksit, silikon karbid gibi zımpara kâğıtları kullanılarak zımparalama işlemi gerçekleştirilmiş ve ardından mekanik polisaj amacıyla fırça ve keçelerle birlikte sulandırılmış pomza ve alçı, polisaj patları ve likitleri, elmas süspansiyon emdirilmiş çuhalar gibi çeşitli polisaj malzemeleri kullanılmıştır. Çalışmamızda da yüzey standardizasyonu amacıyla sırasıyla 800, 1000, 1200 ve 2500 grit' lik silikon karbid su zımparaları (67, 152, 153), mekanik polisaj amacıyla aşındırıcı-parlatıcı cihazda zımpara ile yüzey standardizasyonu sağlanan örneklerden mekanik polisaj grubundaki örneklerle, tek bir uygulayıcı tarafından yine aynı cihazda 10 sn keçe diskler ile su bazlı polikristalin elmas süspansiyonla parlatma işlemi yapılmıştır. Bu işlemlerin sonucunda tüm mekanik polisaj gruplarında Quirynen' ın belirttiği eşik değerin altında Ra değerleri elde edilmiştir. Böylece standart bir mekanik polisaj yöntemini uygulamış olmamız, kullandığımız farklı tipteki PMMA protez kaide materyalleri arasında daha doğru bir karşılaştırma yapmamızı sağlamıştır. Ayrıca, geleneksel mekanik polisaj için standart bir yöntem kullanmamız, yüzey pürüzlülüğünün ve bakteriyel kolonizasyonunun değerlendirilmesinde operatör tarafından yapılan manuel polisaj işlemine bağlı oluşabilecek farklı sonuçların da önüne geçmekteyiz.

Rahal ve arkadaşları (73) dört protez kaide rezini üzerine mekanik ve kimyasal polisaj (yüzeyin ışıkla sertleşen glaze likitleriyle kaplanması) uygulayarak yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırdıkları çalışmalarında mekanik polisaj gruplarında yüzey pürüzlülüğünün kimyasal polisaj gruplarına göre daha az olduğunu belirtmişlerdir.

Bu çalışma, polisaj materyalleri ve uygulanan yöntem aynı olmamakla birlikte, mekanik polisaj sonrası elde edilen sonuçlar bakımından çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Kimyasal polisajın yüzeysel bir işlem olduğu, bitim işlemlerinden kaynaklanan yüzey düzensizlikleri üzerine bir etkisi olmadığı, kimyasal polisaj öncesinde bitim işlemi 600 den daha ince grit' li zımparalar ile yapılırsa daha pürüzsüz yüzeyler elde edilebileceği belirtilmiş ancak bu hipotezi doğrulayacak başka çalışmalara da ihtiyaç olduğu vurgulanmıştır.

Bunun tersine Braun ve arkadaşları (68) kimyasal polisaj uygulanan akrilik rezinlerde yüzey yapısını inceledikleri çalışmalarında kendiliğinden polimerize olan

ve konvansiyonel ısıyla polimerize olan akrilik kullanmışlardır. Yapılan SEM incelemesi sonucunda kimyasal polisaj gruplarında mekanik polisaj gruplarına göre daha pürüzsüz bir yüzey elde edildiği gözlenmiştir.

Sayısal değerlerle desteklenen çalışmamızda Braun ve arkadaşlarının görsel kalitatif verilerinden farklı olarak mekanik polisaj gruplarında, kimyasal polisaj gruplarına göre sayısal olarak daha düşük Ra değerleri elde edilmiştir. Buna, mekanik polisaj öncesinde Braun ve arkadaşlarının uyguladığı 1000 grit' lik zımparalama işlemine ilaveten 1200 ve 2500 grit' lik silikon karbid zımparaların kullanımının ve kimyasal polisajda kullanılan farklı ajanlardan kaynaklandığını düşünüyoruz. Moura ve arkadaşları (155) polimerizasyon yöntemleri farklı (mikrodalga ve ısı) iki kaide rezininden hazırladıkları örnekler için ortalama 0.11 ve 0.12 μm Ra değerleri elde edilmiştir. Çalışmamızda, Moura ve arkadaşlarının (155) çalışmasından farklı olarak mekanik polisaj gruplarında ortalama 0,05 μm Ra değeri elde edilmiştir.

Çalışmamızda mekanik polisaj işlemi ile Moura ve arkadaşlarının elde ettiği pürüzlülük değerlerinin altında değerler elde edilmiştir. Buna, mekanik polisaj öncesinde Moura ve arkadaşlarının uyguladığı 600 grit' lik zımparalama işlemine ilaveten 800, 1000, 1200 ve 2500 grit' lik silikon karbid zımparaların kullanımının ve Moura ve arkadaşlarından farklı olarak mekanik polisaj işleminin manuel olarak yapılmaması ve kullanılan farklı ajanların sebep olduğunu düşünmekteyiz.

Oliveira ve arkadaşları (231) iki protez kaide rezini (ısı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA ve otopolimerize PMMA) üzerine mekanik ve kimyasal polisaj uygulayarak yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırdıkları çalışmalarında mekanik polisaj gruplarında yüzey pürüzlülüğünün kimyasal polisaj gruplarına göre daha az olduğunu belirtmişlerdir.

Kimyasal polisaj gruplarında 0.41 ile 0.48 μm arasında Ra değerleri elde edilirken, mekanik polisaj sonrası 0.20 μm ' lik eşik değerinin altında sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışma da polisaj materyalleri ve uygulanan yöntem aynı olmamakla birlikte, kimyasal polisaj sonrası elde edilen sonuçlar bakımından çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Araştırma bulgularımıza göre, laboratuarda gerçekleştirilen konvansiyonel mekanik polisaj işlemi, yüzey pürüzlülüğünü azaltmada etkili ve yeterli bir metottur. Ancak kimyasal polisaj işlemi de; mekanik polisaj ile ulaşılamayan protez üzerindeki girintili bölgelere ve protez iç yüzeyine ulaşarak bu bölgelerin parlatılabilmesi, işlem süresinin kısa olması, daha az ekipman gerektirmesi gibi avantajları göz önünde bulundurulduğunda tercih edilebilecek bir metottur.

Bazı çalışmalara göre kimyasal polisaj uygulaması (yüzeyin ışıkla sertleşen glaze ajanlarıyla kaplanması) yüzeysel bir işlem olduğundan, bitirme prosedürlerinin neden olduğu düzensizlikler üzerinde bir etkisi yoktur (73).

Rahal ve arkadaşları (73), mekanik polisaj uygulanan akrilik rezin örneklerinin yüzey pürüzlülüğünün, kimyasal polisaj uygulananlara göre daha düşük olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu sonuçlar, kimyasal polisajın yüzey düzensizliklerindeki girinti(çukurcuk, kavite) ve çıkıntılar(sivri çıkıntılar) üzerinde etkili olduğunu, bu alanları yumuşattığını ve yuvarladığını, aralarındaki seviye farkını azalttığını ve malzeme yüzeyini pürüzsüzleştirdiğini göstermektedir; Öte yandan, mekanik polisaj sivri çıkıntılara etki ederek pürüzsüz yüzeyler elde etmede daha etkilidir.

Genellikle polisaj işlemi tamamen düz bir yüzeyde yapılamaz ve büyük ölçüde operatöre bağlı bir işlemdir. Bu nedenle, uyguladığımız her iki polisaj tekniğinden sonra yüzey pürüzlülüğünün uzun vadeli değişimini saptamak için klinik çalışmalar gereklidir. Sonuç olarak yaptığımız çalışmada, mekanik polisajla elde edilen ortalama yüzey pürüzlülük değerleri, kimyasal polisajla (ışıkla sertleşen glaze likitlerinin yüzeye uygulanması) elde edilen değerlerden daha düşük bulunmuştur.

Çalışmamızda kimyasal polisaj (yüzeyin ışıkla sertleşen glaze ajanlarıyla kaplanması) yaptığımız ısı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA örneklerinin Ra değerleri 0.42 ile 0.44 μm arasında değişmektedir. Bu değerler Bollen ve arkadaşlarının (83) belirttiği 0.2 μm ' lik Ra eşik değerinin üzerinde olmasına rağmen, Kaplan ve arkadaşlarının (232) belirlediği, klinik olarak saptanamayan 10 μm sınırının altındaydı. Kullanılan yüzey polisaj tekniğinden bağımsız olarak, malzemenin doğal kimyasal yapısı, başlatıcı, rezin matriksin kompozisyonu ve dolgu

partiküllerinin varlığı, boyutu ve dağılımı cilalanabilirliği ve pürüzsüzlüğü etkiler (128, 222, 233).

Araştırmamızda, ısı ile polimerize olan geleneksel PMMA'dan hazırladığımız örneklerin Palaseal ve Optiglaze ile polisajı sonrası bulduğumuz Ra değerlerinin, Choi ve ark. (221) tarafından aynı materyaller kullanılarak yaptıkları çalışmasında elde edilen Ra değerlerinden daha büyüktür. Bunun nedeni örnek yüzeylerinin hazırlanma metodu ve glaze uygulama prosedüründeki değişkenlerden kaynaklanıyor olabilir. Ancak elde ettiğimiz ortalama Ra değerleri farklı olsa da bulduğumuz sonuçlara göre Choi ve ark. (221) tarafından yapılan çalışmaya benzer olarak farklı ürünler arasında yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı farkın olmaması, araştırmalarımızın birbiriyle uyumlu olduğunu göstermektedir.

Çalışmalar, yüzey sealent veya glaze malzemelerinin yüzey pürüzlülüğü üzerinde olumlu bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir (74, 223-225). Glaze ajanları, malzemenin bitim veya polisajından sonra ortaya çıkan mikro çatlakları ve mikro defektleri doldurur, böylece malzemenin optik özelliklerini ve yüzey pürüzlülüğünü iyileştirir. Ancak, düşük aşınma direnci, alttaki malzemeye zayıf bağlanma ve yüksek viskoziteden kaynaklanabilecek yüzeye düzensiz yayılma nedeniyle zayıf yüzey kalitesi gibi sorunlara neden olabilirler (24, 74, 222-225, 234-238).

Çalışmamızda genel olarak Palaseal ve Optiglaze Color yüzey glaze ajanlarının uygulanmasının protez kaidesinin malzeme gruplarının ortalama yüzey pürüzlülük değerleri üzerinde önemli bir etkisi olmamıştır. Netekim glaze ajanlarını uyguladığımız tüm PMMA kaide materyalleri gruplarında Ra değerleri Quirynen'ın belirttiği 0.2 μm 'lik eşik Ra değerinden daha büyüktür.

Çalışmamızda kullanılan Optiglaze Color, direkt ve indirekt kompozit restorasyonlarda karakterizasyon malzemesi olarak kullanılmaktadır. Ayrıca kompozit materyalinden yapılan restorasyonlar için pürüzsüz bir yüzey ve aşınma direnci sağlar. Şahin ve arkadaşları (225), akrilik yapay dişlerden elde ettikleri örneklerle Optiglaze Color uygulayıp 3000 termal döngü öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerlerini incelemişler ve Optiglaze Color'ın pürüzsüz ve renk değişimine dirençli yüzeyler oluşturduğunu bildirmişlerdir. Flury arkadaşları (239), su emiliminin diş rengindeki CAD/CAM restorasyonların yüzey pürüzlülüğü

üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında, CAD/CAM restorasyonlarının yüzey pürüzlülüğünün ve mikromekanik özelliklerinin uygulanan polisaj sisteminden ve malzemenin su emiliminden önemli ölçüde etkilendiğini bulmuşlardır.

Optiglaze Color, dolgu partikülleri içeren düşük viskoziteli bir rezindir. Glaze ajanının mekanik özelliklerini iyileştirmek için içine dolgu partikülleri eklenmiştir. Glaze ajanları, uygulandıkları yüzeylerde dalgalanmalar oluşturabilir. Bu dalgalanmanın bir nedeni de glaze ajanın dolgu içeriğiyle ilgili olabilir. Optiglaze'in dolgu içeriği, onu viskos hale getiriyor bu nedenle, Optiglaze Color, uyguladığımız PMMA örneklerinin yüzeylerinde homojen olarak yayılmamış olabilir. Dolayısıyla çalışmamızda, Optiglaze Color' ın içeriğindeki dolgu partiküllerinden kaynaklı olarak homojen olarak yayılmamış olması mekanik polisaja göre daha pürüzlü bir yüzeyle sonuçlanmış olabilir.

Çalışmamızda Palaseal ve Optiglaze Color uygulaması sonucunda mekanik polisaja göre, yüzey pürüzlülüğü bakımından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük değerler bulunmuştur. Bunlara ek olarak daha uzun süreli ve in vivo bir çalışma yapıldığında Sesma ve arkadaşlarının (74) elde ettiği sonuçlara benzer olarak protez glaze ajanları uygulanan örnek yüzeylerinde çatlaklar oluşabileceği ve buna bağlı olarak da kolonizasyonda daha fazla bir artışın meydana gelebileceği düşünülmektedir.

Literatür taraması yaptığımızda, protez glaze ajanlarının farklı tipteki PMMA kaide materyallerindeki S. aureus kolonizasyonuna etkisinin henüz araştırılmadığını bulduk. Önceki çalışmalar glaze ajanlarının yüzey pürüzlülüğü üzerindeki olumlu etkilerini öne sürmüşlerdir (74, 240, 241). Dayrell ve arkadaşları (240), Sesma ve arkadaşları (74), palaseal (ışıkla sertleşen glaze materyali) ile kaplanmış protez kaide yüzeyinin daha pürüzsüz olduğunu ve bu işlemin plak adezyonunu ve bakteri kolonizasyonunu azalttığını rapor ettiler. Benzer sonuçlar PMMA protez kaidesinin Parylene ile kaplanması (241) ve prepolimerize CAD/CAM PMMA rezin blokların Optiglaze Color ile kaplanmasında (77) da bulunmuştur.

Araştırmamızın amaçlarından biri de, bu glaze ajanlarının, ısı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA, ısı ile polimerize edilmiş enjekte edilebilir PMMA ve prepolimerize CAD/CAM PMMA protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ve

S. aureus' un bu protez kaide materyallerindeki kolonizasyonuna etkisini değerlendirmektedir. Araştırmamızın üçüncü sıfır hipotezi, mekanik polisaj ve kullandığımız protez glaze ajanlarının, S. aureus' un kullandığımız farklı tipteki PMMA protez kaide materyallerine yapışmasını etkilemeyeceği veya etkilerinin farklı olmayacağıdır.

Çalışmamızda, S. aureus' un akrilik yüzeye yapışmasını azaltmak için akrilik rezin yüzeye kimyasal polisaj amacıyla Palaseal (ışıkla sertleşen glaze materyali) ve Optiglaze Color glaze ajanlarını uyguladık. Palaseal ve Optiglaze Color glaze ajanları uygulanmış örneklerle göre mekanik polisaj yaptığımız örneklerde S. aureus adezyonunun daha az olduğunu gözlemledik. Bu nedenle, S. aureus' un polisajı yapılan yüzeylere yapışma derecesindeki farklılıklar, yüzey özelliklerindeki, yani pürüzlülük farklılıklarına bağlı olabileceğini düşünüyoruz, nitekim elde ettiğimiz bulgularda mekanik polisaj uyguladığımız bütün guruplardaki örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri kimyasal polisaj amacıyla glaze ajanlarını uyguladığımız örneklerle göre daha düşüktür. Bu nedenle, bu sonuçlara dayanarak, üçüncü sıfır hipotezi reddedildi.

Araştırmamızda farklı glaze ajanlarını uyguladığımız örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmadık, ancak bulgularımızda Optiglaze Color ile karşılaştırıldığında Palaseal ile kaplanmış örneklerin yüzeylerine bakteri kolonizasyonunu daha düşük bulduk. Bu nedenle, S. aureus' un glaze işlemi uygulanan yüzeylere yapışma derecesindeki farklılıklar, yüzey özelliklerindeki, farklı ajanların oluşturduğu temas açısı (hidrofiliklik) farklılıklarına ve kullandığımız glaze ajanlarının kimyasal yapılarına bağlı olduğuna inanıyoruz. Ayrıca glaze işlemi uygulanmamış, ısı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA, ısı ile polimerize edilmiş enjekte edilebilir PMMA ve prepolimerize CAD/CAM PMMA polimerlerinin yüzey özelliklerinde farklılıklar olmasına rağmen, aynı glaze ajanıyla ile kaplanmış üç malzeme de aynı (eşdeğer, benzer) yüzey pürüzlülüğü değerlerini göstermiştir. Bu bulgu da bizim görüşümüzü doğrular niteliktedir.

Tüm bu çalışmaların sonuçlarına benzer olarak bizim çalışmamızda da bütün akrilik gruplarında yüzey pürüzlülüğü ile S. aureus' un bir gün sonra yüzeydeki

kolonizasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede pozitif korelasyon mevcuttur ($p<0.05$). Tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğü değerlerinin büyüklüğüyle orantılı olarak bir gün sonrasındaki bakteriyel kolonizasyon değerlerinde de artış olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda, *S. aureus*'un, farklı tipteki PMMA protez kaide materyali ve ışıkla polimerize olan kimyasal polisaj materyali yüzeylerine kolonizasyonu in vitro olarak değerlendirilmiştir. Bu materyal yüzeylerine ağız ortamında doğal olarak bulunan *S. aureus*'un kolonizasyonunun değerlendirildiği in vivo çalışmaların yapılması uygun olacaktır.



6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde ulaşılan sonuçlar şunlardır:

1. Isı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA protez kaide akriliklerinin polisajı için standart bir mekanik polisaj tekniği kullanılırsa yüzey pürüzlülüğü açısından prepolimerize CAD/CAM PMMA protez kaide akrilikleri kadar iyi sonuçlar elde edilebilir.
2. Mekanik polisaj işlemi ile ortaya çıkan yüzey pürüzlülüğünün, tüm PMMA tiplerinde kimyasal polisaj işlemine göre daha düşük olduğu bulunmuştur.
3. Mekanik polisaj işlemi yüzey pürüzlülüğünü azaltmada kimyasal polisaja (yüzeyin ışıkla polimerize olan glaze ajanlarıyla kaplanması) göre daha etkili bir metottur.
4. Çalışmamızın sonuçlarına göre; S. aureus'un ısı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA'dan elde edilmiş olan test örneklerine daha fazla tutunduğu tespit edilmiştir.
5. S. aureus'un prepolimerize CAD/CAM PMMA kaide materyallerine adezyonu, ısı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA kaide materyallerden daha az olduğu söylenebilir.
6. CAD/CAM teknolojisi ile üretilecek hareketli protezler, özellikle bağışıklık sistemi ciddi bir şekilde baskılanmış olan hastalarda önemli bir tedavi alternatifi olarak düşünülebilir.

7. KAYNAKLAR

1. Çetindağ MT, Ayşef M. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri Ve Materyaller. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2016;26(3):524-533.
2. Ayman A-D. The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. Electronic physician 2017;9(7):4766.
3. Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorente M, Moussa M, Durual S, Schimmel M, et al. CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. Dental materials journal 2018;2017-2207.
4. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. A comparison of the flexural and impact strengths and flexural modulus of CAD/CAM and conventional heat-cured polymethyl methacrylate (PMMA). Journal of prosthodontics 2020;29(4):341-349.
5. Quirynen M, Marechal M, Busscher H, Weerkamp A, Darius P, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation: an in vivo study in man. Journal of clinical periodontology 1990;17(3):138-144.
6. Waters MGJ, Williams DW, Jagger RG, Lewis MAO. Adherence of Candida albicans to experimental denture soft lining materials. The Journal of prosthetic dentistry 1997;77(3):306-312.
7. Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A. Roughness of denture materials: a comparative study. International Journal of prosthodontics 2000;13(2).
8. Quirynen M, Bollen C. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra-and subgingival plaque formation in man: A review of the literature. Journal of clinical periodontology 1995;22(1):1-14.
9. Verran J, Maryan CJ. Retention of Candida albicans on acrylic resin and silicone of different surface topography. The Journal of prosthetic dentistry 1997;77(5):535-539.
10. Radford DR, Sweet S, Challacombe S, Walter J. Adherence of Candida albicans to denture-base materials with different surface finishes. Journal of dentistry 1998;26(7):577-583.
11. Taylor R, Maryan C, Verran J. Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. The Journal of prosthetic dentistry 1998;80(5):592-597.

12. Pereira T, Del Bel Cury AA, Cenci MS, Rodrigues-Garcia RCM. In vitro Candida colonization on acrylic resins and denture liners: influence of surface free energy, roughness, saliva, and adhering bacteria. *International Journal of prosthodontics* 2007;20(3).
13. Baena-Monroy T, Moreno-Maldonado V, Franco-Martínez F, Aldape-Barrios B, Quindós G, Sánchez-Vargas LO. Candida albicans, Staphylococcus aureus and Streptococcus mutans colonization in patients wearing dental prosthesis. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal* 2005;10:E27.
14. Radford D, Challacombe S, Walter J. Denture plaque and adherence of Candida albicans to denture-base materials in vivo and in vitro. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 1999;10(1):99-116.
15. Sahin O, Koroglu A, Dede DÖ, Yilmaz B. Effect of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016;116(4):610-616.
16. Emami E, Kabawat M, Rompre PH, Feine JS. Linking evidence to treatment for denture stomatitis: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of dentistry* 2014;42(2):99-106.
17. Alammari MR. The influence of polishing techniques on pre-polymerized CAD\CAM acrylic resin denture bases. *Electronic physician* 2017;9(10):5452.
18. Köroğlu A, Sahin O, Dede DÖ, Yilmaz B. Effect of different surface treatment methods on the surface roughness and color stability of interim prosthodontic materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016;115(4):447-455.
19. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2002.
20. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;87(4):364-379.
21. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence 2002.
22. McCabe J. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. İstanbul Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi 1999(96):57.
23. Zaimoglu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dis hekimliginde maddeler bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları 1993.
24. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences; 2012.
25. Deb S. Polymers in dentistry. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 1998;212(6):453-464.
26. Çalikkocaoğlu S. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler), 3. Baskı, Mor Ajans, İstanbul, Türkiye 2000;114.

27. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *The Journal of prosthetic dentistry* 2001;86(4):424-427.
28. Jagger D, Jagger R, Allen S, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of high strength denture base acrylic resins. *Journal of oral rehabilitation* 2002;29(3):263-267.
29. Keenan PL, Radford DR, Clark RK. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;89(1):37-44.
30. Craig R, Powers J, Wataha J. *Dental materials Properties and manipulation* , 2004. China: Mosby:161-166.
31. Vuorinen A-M, Dyer SR, Lassila LV, Vallittu PK. Effect of rigid rod polymer filler on mechanical properties of poly-methyl methacrylate denture base material. *Dental Materials* 2008;24(5):708-713.
32. Silva S, Pires P, Monteiro DR, Negri M, Gorup LF, Camargo ER, et al. The effect of silver nanoparticles and nystatin on mixed biofilms of *Candida glabrata* and *Candida albicans* on acrylic. *Medical mycology* 2013;51(2):178-184.
33. Wady A, Machado AL, Zucolotto V, Zamperini C, Berni E, Vergani CE. Evaluation of *Candida albicans* adhesion and biofilm formation on a denture base acrylic resin containing silver nanoparticles. *Journal of applied microbiology* 2012;112(6):1163-1172.
34. Mahross HZ, Baroudi K. Effect of silver nanoparticles incorporation on viscoelastic properties of acrylic resin denture base material. *European journal of dentistry* 2015;9(2):207.
35. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *international Journal of Prosthodontics* 1994;7(1).
36. Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E. Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM. *Journal of oral rehabilitation* 1997;24(7):540-548.
37. Busch M, Kordass B. Concept and development of a computerized positioning of prosthetic teeth for complete dentures. *International journal of computerized dentistry* 2006;9(2):113-120.
38. Sun Y, Lü P, Wang Y. Study on CAD&RP for removable complete denture. *Computer methods and programs in biomedicine* 2009;93(3):266-272.
39. Wu J, Gao B, Tan H, Chen J, Tang C-y, Tsui C-p. A feasibility study on laser rapid forming of a complete titanium denture base plate. *Lasers in medical science* 2010;25(3):309-315.

40. Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. Dental materials journal 2011;1101210106-1101210106.
41. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. The Journal of prosthetic dentistry 2012;107(1):34-46.
42. Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. Dental materials journal 2012;1201190221-1201190221.
43. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. The Journal of prosthetic dentistry 2013;109(6):361-366.
44. Çalikkocaoğlu S. Tam protezler. Dördüncü Baskı ed. istanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği; 2004.
45. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. Bölüm 2003;16.
46. Çalikkocaoğlu, S. (1998). Tam protezler, Üçüncü Baskı, Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği, İstanbul.
47. İvoclarvivadent, 2007, www.ivoclarvivadent.com (21.11.2020).
48. Bidra AS, Farrell K, Burnham D, Dhingra A, Taylor TD, Kuo C-L. Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: Clinical and patient-centered outcomes. The Journal of prosthetic dentistry 2016;115(5):578-586. e571.
49. Saponaro PC, Yilmaz B, Heshmati RH, McGlumphy EA. Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures: a cross-sectional study. The Journal of prosthetic dentistry 2016;116(3):431-435.
50. Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. The Journal of prosthetic dentistry 2015;114(6):818-825.
51. Gad MM, Fouda SM, ArRejaie AS, Al-Thobity AM. Comparative effect of different polymerization techniques on the flexural and surface properties of acrylic denture bases. Journal of Prosthodontics 2019;28(4):458-465.
52. Steinmassl P-A, Wiedemair V, Huck C, Klaunzer F, Steinmassl O, Grunert I, et al. Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? Clinical oral investigations 2017;21(5):1697-1705.

53. Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental materials* 2012;28(5):529-534.
54. Kawaguchi T, Lassila LV, Sasaki H, Takahashi Y, Vallittu PK. Effect of heat treatment of polymethyl methacrylate powder on mechanical properties of denture base resin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2014;39:73-78.
55. Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *The Journal of the American Dental Association* 2013;144(8):914-920.
56. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014;111(5):351-355.
57. McLaughlin JB. Complete denture fabrication with CAD/CAM record bases. *The Journal of prosthetic dentistry* 2015;114(4):493-497.
58. Campos M, Marchini L, Bernardes L, Paulino L, Nobrega F. Biofilm microbial communities of denture stomatitis. *Oral microbiology and immunology* 2008;23(5):419-424.
59. Arendorf T, Walker D. Denture stomatitis: a review. *Journal of oral rehabilitation* 1987;14(3):217-227.
60. Kulak Y, Arikan A, Kazazoglu E. Existence of *Candida albicans* and microorganisms in denture stomatitis patients. *Journal of oral rehabilitation* 1997;24(10):788-790.
61. Przybyłowska D, Rubinsztajn R, Chazan R, Swoboda-Kopeć E, Kostrzewa-Janicka J, Mierzwińska-Nastalska E. The prevalence of oral inflammation among denture wearing patients with chronic obstructive pulmonary disease. In: *Pulmonary Function*. Springer; 2015. p. 87-91.
62. Sjögren P, Nilsson E, Forsell M, Johansson O, Hoogstraate J. A systematic review of the preventive effect of oral hygiene on pneumonia and respiratory tract infection in elderly people in hospitals and nursing homes: effect estimates and methodological quality of randomized controlled trials. *Journal of the American Geriatrics Society* 2008;56(11):2124-2130.
63. Iinuma T, Arai Y, Abe Y, Takayama M, Fukumoto M, Fukui Y, et al. Denture wearing during sleep doubles the risk of pneumonia in the very elderly. *Journal of dental research* 2015;94(3_suppl):28S-36S.
64. Marchini L, Tamashiro E, Nascimento D, Cunha V. Self-reported denture hygiene of a sample of edentulous attendees at a University dental clinic and the relationship to the condition of the oral tissues. *Gerodontology* 2004;21(4):226-228.

65. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research* 2016;60(2):72-84.
66. Ulusoy M, Ulusoy N, Aydin AK. An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *Journal of prosthetic Dentistry* 1986;56(1):107-112.
67. Del Bel Cury A, Rached RN, Ganzarolli SM. Microwave-cured acrylic resins and silicone–gypsum moulding technique. *Journal of oral rehabilitation* 2001;28(5):433-438.
68. Braun K, N. Mello J, N. Rached R, Del Bel Cury A. Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *Journal of oral rehabilitation* 2003;30(1):91-98.
69. Orsi IA, Andrade VG. Effect of chemical disinfectants on the transverse strength of heat-polymerized acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;92(4):382-388.
70. Emmanouil J, Kavouras P, Kehagias T. The effect of photo-activated glazes on the microhardness of acrylic baseplate resins. *Journal of dentistry* 2002;30(1):7-10.
71. Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005;93(1):76-85.
72. Gomes M, Broilo JR, Walber LF, Maccari PCA, Shinkai RSA. Adaptation of complete denture bases submitted to chemical polishing. *Journal of applied ral science* 2004;12(4):322-325.
73. Rahal J, Mesquita M, Henriques G, Nobilo M. Surface roughness of acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *Journal of oral rehabilitation* 2004;31(11):1075-1079.
74. Sesma N, Laganá DC, Morimoto S, Gil C. Effect of denture surface glazing on denture plaque formation. *Brazilian dental journal* 2005;16(2):129-134.
75. Aslan Y, Avci M. Monopoly coating on acrylic resin surfaces: A bacteriologic study. *The Journal of prosthetic dentistry* 1990;63(4):478-481.
76. Palaseal Safety Data Sheet, Heraeus Kulzer GmbH, Germany.
77. Tekçe N, Fidan S, Tuncer S, Kara D, Demirci M. The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. *The journal of advanced prosthodontics* 2018;10(1):50.
78. Optiglaze color Safety Data Sheet, GC Corporation, Tokyo, Japan.

79. Müller R, Gröger G, Hiller K-A, Schmalz G, Ruhl S. Fluorescence-based bacterial overlay method for simultaneous in situ quantification of surface-attached bacteria. *Applied and Environmental Microbiology* 2007;73(8):2653-2660.
80. Katsikogianni M, Missirlis Y. Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterials and of techniques used in estimating bacteria-material interactions. *Eur Cell Mater* 2004;8(3):37-57.
81. Lee B-C, Jung G-Y, Kim D-J, Han J-S. Initial bacterial adhesion on resin, titanium and zirconia in vitro. *The journal of advanced prosthodontics* 2011;3(2):81.
82. Mei L, Busscher HJ, van der Mei HC, Ren Y. Influence of surface roughness on streptococcal adhesion forces to composite resins. *Dental Materials* 2011;27(8):770-778.
83. Bollenl CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials* 1997;13(4):258-269.
84. Mendez-Vilas A, Gallardo-Moreno A, Calzado-Montero R, Gonzalez-Martin M. AFM probing in aqueous environment of *Staphylococcus epidermidis* cells naturally immobilised on glass: physico-chemistry behind the successful immobilisation. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 2008;63(1):101-109.
85. Sudağidan M, Erdem I, Cavoşoğlu C, Ciftçioğlu M. Investigation of the surface properties of *Staphylococcus epidermidis* strains isolated from biomaterials. *Mikrobiyoloji bulteni* 2010;44(1):93-103.
86. İnan HY, Pamir ADTD. Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, yüzey ıslanabilirliği ve mikroorganizma tutunması yönünden in vitro incelenmesi. *Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi*.
87. Yao N, Wang ZL. *Handbook of microscopy for nanotechnology*. Springer; 2005.
88. Kreplak L, Richter K, Aebi U, Herrmann H. Electron microscopy of intermediate filaments: teaming up with atomic force and confocal laser scanning microscopy. *Methods in cell biology* 2008;88:273-297.
89. Hannig M, Joiner A. The structure, function and properties of the acquired pellicle. In: *The teeth and their environment*. Karger Publishers; 2006. p. 29-64.
90. Hahnel S, Ettl T, Gosau M, Rosentritt M, Handel G, Bürgers R. Influence of saliva substitute films on the initial adhesion of *Candida albicans* to dental substrata prior to and after artificial ageing. *Archives of oral biology* 2010;55(5):391-396.
91. Li J, Helmerhorst E, Troxler R, Oppenheim F. Identification of in vivo pellicle constituents by analysis of serum immune responses. *Journal of dental research* 2004;83(1):60-64.

92. Deimling D, Hannig C, Hoth-Hannig W, Schmitz P, Schulte-Mönting J, Hannig M. Non-destructive visualisation of protective proteins in the in situ pellicle. *Clinical Oral Investigations* 2007;11(3):211-216.
93. Lamont, R.J., Jenkinson, H.F. (2010). *Oral Microbiology at A Glance*. 2 nd Ed., Oxford, UK: Wiley-Blackwell Publishing, Chapter 4-13.
94. Hannig M. Ultrastructural investigation of pellicle morphogenesis at two different intraoral sites during a 24-h period. *Clinical oral investigations* 1999;3(2):88-95.
95. Rykke M, Smistad G, Rölla G, Karlsen J. Micelle-like structures in human saliva. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 1995;4(1):33-44.
96. Vitkov L, Hannig M, Nekrashevych Y, Krautgartner WD. Supramolecular pellicle precursors. *European journal of oral sciences* 2004;112(4):320-325.
97. Pratt-Terpstra I, Weerkamp A, Busscher H. The effects of pellicle formation on streptococcal adhesion to human enamel and artificial substrata with various surface free-energies. *Journal of dental research* 1989;68(3):463-467.
98. Taylor RL, Verran J, Lees GC, Ward AP. The influence of substratum topography on bacterial adhesion to polymethyl methacrylate. *Journal of materials science: materials in medicine* 1998;9(1):17-22.
99. van Dijk J, Herkströter F, Busscher H, Weerkamp A, Jansen H, Arends J. Surface-free energy and bacterial adhesion: An in vivo study in beagle dogs. *Journal of clinical periodontology* 1987;14(5):300-304.
100. Sardin S, Morrier JJ, Benay G, Barsotti O. In vitro streptococcal adherence on prosthetic and implant materials. Interactions with physicochemical surface properties. *journal of oral rehabilitation* 2004;31(2):140-148.
101. Ofek I, Doyle RJ. Principles of bacterial adhesion. In: *Bacterial adhesion to cells and tissues*. Springer; 1994. p. 1-15.
102. Busscher H, Geertsema-Doornbusch G, Van der Mei H. Adhesion to silicone rubber of yeasts and bacteria isolated from voice prostheses: influence of salivary conditioning films. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials* 1997;34(2):201-209.
103. Park SE, Periathamby AR, Loza JC. Effect of surface-charged poly (methyl methacrylate) on the adhesion of *Candida albicans* 1. *Journal of Prosthodontics* 2003;12(4):249-254.
104. Food U, Administration D. Bacterial analytical manual. In.: Revision A. Washington DC; 1998.

105. Lancette, G.A., Bennett, R.W. (2001). Staphylococcus aureus and staphylococcal enterotoxins. In: F.P Downes, K. Ito (eds) Compendium of Methods for the microbiological examination of foods, Fourth Ed., American Public Health Association, Washington, DC. .
106. Li Q, Logan BE. Enhancing bacterial transport for bioaugmentation of aquifers using low ionic strength solutions and surfactants. Water research 1999;33(4):1090-1100.
107. Abu-Lail NI, Camesano TA. Role of Ionic Strength on the Relationship of Biopolymer Conformation, DLVO Contributions, and Steric Interactions to Bioadhesion of Pseudomonas putida KT2442. Biomacromolecules 2003;4(4):1000-1012.
108. Hannig C, Follo M, Hellwig E, Al-Ahmad A. Visualization of adherent micro-organisms using different techniques. Journal of medical microbiology 2010;59(1):1-7.
109. An YH, Friedman RJ. Laboratory methods for studies of bacterial adhesion. Journal of Microbiological Methods 1997;30(2):141-152.
110. Atabek A. Investigating bacterial outer membrane polymers and bacterial interactions with organic molecules using atomic force microscopy. Worcester Polytechnic Institute; 2006.
111. Hauser-Gerspach I, Kulik EM, Weiger R, Decker E-M, Von Ohle C, Meyer J. Adhesion of Streptococcus sanguinis to dental implant and restorative materials in vitro. Dental materials journal 2007;26(3):361-366.
112. Meier R, Hauser-Gerspach I, Lüthy H, Meyer J. Adhesion of oral streptococci to all-ceramics dental restorative materials in vitro. Journal of Materials Science: Materials in Medicine 2008;19(10):3249.
113. Speranza G, Gottardi G, Pederzoli C, Lunelli L, Canteri R, Pasquardini L, et al. Role of chemical interactions in bacterial adhesion to polymer surfaces. Biomaterials 2004;25(11):2029-2037.
114. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. Clinical oral implants research 2006;17(S2):68-81.
115. Ukuku DO, Fett WF. Relationship of cell surface charge and hydrophobicity to strength of attachment of bacteria to cantaloupe rind. Journal of food protection 2002;65(7):1093-1099.
116. Bellon-Fontaine M-N, Rault J, Van Oss C. Microbial adhesion to solvents: a novel method to determine the electron-donor/electron-acceptor or Lewis acid-base properties of microbial cells. Colloids and surfaces B: Biointerfaces 1996;7(1-2):47-53.

117. LEE, K.K., YII, K.C. (1996). A comparison of three methods for assaying hydrophobicity of pathogenic vibrios. *Lett. Appl. Microbiol.*, 23: 343-346.
118. Rosenberg M. Microbial adhesion to hydrocarbons: twenty-five years of doing MATH. *FEMS microbiology letters* 2006;262(2):129-134.
119. Absolom DR, Lamberti FV, Policova Z, Zingg W, van Oss CJ, Neumann AW. Surface thermodynamics of bacterial adhesion. *Applied and environmental microbiology* 1983;46(1):90-97.
120. Satou J, Fukunaga A, Satou N, Shintani H, Okuda K. Streptococcal adherence on various restorative materials. *Journal of dental research* 1988;67(3):588-591.
121. Van Loosdrecht MC, Norde W, Zehnder A. Physical chemical description of bacterial adhesion. *Journal of biomaterials applications* 1990;5(2):91-106.
122. Satou J, Fukunaga A, Morikawa A, Matsumae I, Satou N, Shintani H. Streptococcal adherence to uncoated and saliva-coated restoratives. *Journal of oral rehabilitation* 1991;18(5):421-429.
123. Satou N, Morikawa A, Ohmoto K, Urabe H, Shintani H, Wakasa K, et al. Adhesion of streptococci to saliva-coated and uncoated composite-based resins. *Journal of materials science: materials in medicine* 1996;7(12):749-752.
124. Grivet M, Morrier J, Benay G, Barsotti O. Effect of hydrophobicity on in vitro streptococcal adhesion to dental alloys. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2000;11(10):637-642.
125. Wilson WW, Wade MM, Holman SC, Champlin FR. Status of methods for assessing bacterial cell surface charge properties based on zeta potential measurements. *Journal of microbiological methods* 2001;43(3):153-164.
126. Hannig C, Hannig M. The oral cavity—a key system to understand substratum-dependent bioadhesion on solid surfaces in man. *Clinical oral investigations* 2009;13(2):123-139.
127. Hahnel S, Rosentritt M, Handel G, Bürgers R. Influence of saliva substitute films on initial *Streptococcus mutans* adhesion to enamel and dental substrata. *Journal of dentistry* 2008;36(12):977-983.
128. Berger JC, Driscoll CF, Romberg E, Luo Q, Thompson G. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2006;15(3):180-186.
129. Rosan B, Lamont RJ. Dental plaque formation. *Microbes and infection* 2000;2(13):1599-1607.
130. Sachdeo A, Haffajee AD, Socransky SS. Biofilms in the edentulous oral cavity. *Journal of Prosthodontics* 2008;17(5):348-356.

131. Hahnel S, Mühlbauer G, Hoffmann J, Ionescu A, Bürgers R, Rosentritt M, et al. Streptococcus mutans and Streptococcus sobrinus biofilm formation and metabolic activity on dental materials. *Acta Odontologica Scandinavica* 2012;70(2):114-121.
132. Theilade E, Budtz-Jørgensen E, Theilade J. Predominant cultivable microflora of plaque on removable dentures in patients with healthy oral mucosa. *Archives of Oral Biology* 1983;28(8):675-680.
133. Wright P, Clark P, Hardie J. Clinical Science The Prevalence and Significance of Yeasts in Persons Wearing Complete Dentures with Soft-lining Materials. *Journal of dental research* 1985;64(2):122-125.
134. Mizugai H, Isogai E, Hirose K, Chiba I. Effect of denture wearing on occurrence of Candida species in the oral cavity. *Journal of applied research in clinical and experimental therapeutics* 2007;7(3):250.
135. Mantzourani M, Fenlon M, Beighton D. Association between Bifidobacteriaceae and the clinical severity of root caries lesions. *Oral microbiology and immunology* 2009;24(1):32-37.
136. Mantzourani M, Gilbert S, Fenlon M, Beighton D. Non-oral bifidobacteria and the aciduric microbiota of the denture plaque biofilm. *Molecular oral microbiology* 2010;25(3):190-199.
137. Hojo S, Komatsu M, Okuda R, Takahashi N, Yamada T. Acid profiles and pH of carious dentin in active and arrested lesions. *Journal of dental research* 1994;73(12):1853-1857.
138. Verran J, Motteram K. The effect of adherent oral streptococci on the subsequent adherence of Candida albicans to acrylic in vitro. *Journal of dentistry* 1987;15(2):73-76.
139. Nair RG, Samaranayake LP. The effect of oral commensal bacteria on candidal adhesion to denture acrylic surfaces: An in vitro study. *Apmis* 1996;104(1-6):339-349.
140. Millsap KW, van der Mei HC, Bos R, Busscher HJ. Adhesive interactions between medically important yeasts and bacteria. *FEMS microbiology reviews* 1998;21(4):321-336.
141. de Carvalho FG, Silva DS, Hebling J, Spolidorio LC, Spolidorio DMP. Presence of mutans streptococci and Candida spp. in dental plaque/dentine of carious teeth and early childhood caries. *Archives of oral biology* 2006;51(11):1024-1028.
142. Williams DW, Waters M, Potts A, Lewis M. A novel technique for assessment of adherence of Candida albicans to solid surfaces. *Journal of clinical pathology* 1998;51(5):390-391.

143. Vesterlund S, Paltta J, Karp M, Ouwehand AC. Measurement of bacterial adhesion—in vitro evaluation of different methods. *Journal of microbiological methods* 2005;60(2):225-233.
144. Deupree SM. *Bioanalytical Methods for Investigating Bacterial Adhesion and the Antibacterial Action of Nitric Oxide*. 2009.
145. Hannig M, Kriener L, Hoth-Hannig W, Becker-Willinger C, Schmidt H. Influence of nanocomposite surface coating on biofilm formation in situ. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology* 2007;7(12):4642-4648.
146. Seo E-Y, Ahn T-S, Zo Y-G. Agreement, precision, and accuracy of epifluorescence microscopy methods for enumeration of total bacterial numbers. *Applied and environmental microbiology* 2010;76(6):1981-1991.
147. Tawakoli P, Al-Ahmad A, Hoth-Hannig W, Hannig M, Hannig C. Comparison of different live/dead stainings for detection and quantification of adherent microorganisms in the initial oral biofilm. *Clinical oral investigations* 2013;17(3):841-850.
148. Mısırlıgil A, Yazıcıoğlu H, Gürbüz A. ÇeÇitli dezenfektan ajanların profitez ölçü maddeleri üzerindeki antibakterial etkilerinin araştırılması. *Atatürk Üniv Diğ Hek Fak Derg* 1996;6:26-30.
149. Emerson RJ, Camesano TA. Nanoscale investigation of pathogenic microbial adhesion to a biomaterial. *Applied and environmental microbiology* 2004;70(10):6012-6022.
150. Daştan, M. (2006). *Kitosan-Bazlı Biyomalzemelerde Biyofilm Oluştur Mekanizmasının ve Enzimatik Bozunma Kinetiğinin İncelenmesi*. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
151. Bosch J, Veerman E, Turkenburg M, Hartog K, Bolscher J, Amerongen AN. A rapid solid-phase fluorimetric assay for measuring bacterial adherence, using DNA-binding stains. *Journal of microbiological methods* 2003;53(1):51-56.
152. Oliveira V, Leon B, Del Bel Cury A, Consani S. Influence of number and position of flasks in the monomer release, Knoop hardness and porosity of a microwave-cured acrylic resin. *Journal of oral rehabilitation* 2003;30(11):1104-1108.
153. Azevedo A, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Magnani R. Effect of disinfectants on the hardness and roughness of reline acrylic resins. *Journal of prosthodontics* 2006;15(4):235-242.
154. Garcia RCMR, Júnior JAdS, Rached RN, Del Bel Cury AA. Effect of denture cleansers on the surface roughness and hardness of a microwave-cured acrylic resin and dental alloys. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2004;13(3):173-178.

155. Moura JS, da Silva WJ, Pereira T, Cury AADB, Garcia RCMR. Influence of acrylic resin polymerization methods and saliva on the adherence of four *Candida* species. *The Journal of prosthetic dentistry* 2006;96(3):205-211.
156. Hassan M, Asghar M, Din SU, Zafar MS. Thermoset polymethacrylate-based materials for dental applications. In: *Materials for Biomedical Engineering*. Elsevier; 2019. p. 273-308.
157. Nejatian, T.; Pezeshki, S.; Yaqin Syed, A.U. Acrylic denture base materials. In *5 Advanced Dental Biomaterials*; Khurshid, Z., Najeeb, S., Zafar, M.S., Sefat, F., Eds.; Woodhead Publishing: Cambridge, UK, 2019; pp. 79–104.
158. Chang M-C, Hung C-C, Chen W-C, Tseng S-C, Chen Y-C, Wang J-C. Effects of pontic span and fiber reinforcement on fracture strength of multi-unit provisional fixed partial dentures. *Journal of dental sciences* 2019;14(3):309-317.
159. Al-Thobity AM. The impact of polymerization technique and glass-fiber reinforcement on the flexural properties of denture base resin material. *European journal of dentistry* 2020;14(1):92.
160. Moreno-Maldonado V, Acosta-Torres L, Barceló-Santana F, Vanegas-Lancón R, Plata-Rodríguez M, Castano V. Fiber-reinforced nanopigmented poly (methyl methacrylate) as improved denture base. *Journal of applied polymer science* 2012;126(1):289-296.
161. Hamouda IM, Beyari MM. Addition of glass fibers and titanium dioxide nanoparticles to the acrylic resin denture base material: comparative study with the conventional and high impact types. *Oral health dent manag* 2014;13(1):107-112.
162. Ismaeel IJ, Alalwan HK, Mustafa M. The effect of the addition of silanated poly propylene fiber to polymethylmethacrylate denture base material on some of its mechanical properties. *Journal of Baghdad college of dentistry* 2015;27(1):40-47.
163. Chen SY, Liang WM, Yen PS. Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2001;58(2):203-208.
164. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite—Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *The Journal of prosthetic dentistry* 1994;71(6):607-612.
165. Manley TR, Bowman AJ, Cook M. Denture bases reinforced with carbon fibres. *British dental journal* 1979;146(1):25-25.
166. Yu S-H, Lee Y, Oh S, Cho H-W, Oda Y, Bae J-M. Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration, and combination. *Dental materials journal* 2012;31(6):1039-1046.

167. Ladizesky N, Cheng Y, Chow T, Ward I. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber-properties and denture construction. *dental materials* 1993;9(2):128-135.
168. Ghafari T, HAMEDIRF, Ezzati B. Does addition of silver nanoparticles to denture base resin increase its thermal conductivity? 2014.
169. Hamedirad F, Ghaffari T, Rezaii F, Ramazani A. Effect of nanosilver on thermal and mechanical properties of acrylic base complete dentures. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)* 2014;11(5):495.
170. Jasim BS, Ismail IJ. The effect of silanized alumina nano-fillers addition on some physical and mechanical properties of heat cured polymethyl methacrylate denture base material. *Journal of baghdad college of dentistry* 2014;26(2):18-23.
171. Chaijareenont P, Takahashi H, Nishiyama N, Arksornnukit M. Effect of different amounts of 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane on the flexural properties and wear resistance of alumina reinforced PMMA. *Dental materials journal* 2012;31(4):623-628.
172. Tham W, Chow W, Ishak ZM. Simulated body fluid and water absorption effects on poly (methyl methacrylate)/hydroxyapatite denture base composites. *Express Polymer Letters* 2010;4(9).
173. Aldabib JM, Ishak ZAM. Effect of hydroxyapatite filler concentration on mechanical properties of poly (methyl methacrylate) denture base. *SN Applied Sciences* 2020;2(4):1-14.
174. de Souza Leão R, de Moraes SLD, de Luna Gomes JM, Lemos CAA, da Silva Casado BG, do Egito Vasconcelos BC, et al. Influence of addition of zirconia on PMMA: A systematic review. *Materials Science and Engineering: C* 2020;106:110292.
175. Zidan S, Silikas N, Haider J, Alhotan A, Jahantigh J, Yates J. Evaluation of equivalent flexural strength for complete removable dentures made of zirconia-impregnated PMMA nanocomposites. *Materials* 2020;13(11):2580.
176. Gad MM, Rahoma A, Al-Thobity AM, ArRejaie AS. Influence of incorporation of ZrO₂ nanoparticles on the repair strength of polymethyl methacrylate denture bases. *International journal of nanomedicine* 2016;11:5633.
177. Salih SI, Oleiwi JK, Hamad QA. Investigation of fatigue and compression strength for the PMMA reinforced by different system for denture applications. *International Journal of biomedical materials research* 2015;3(1):5-13.
178. Gad MMA, Abualsaud R, Al-Thobity AM, Almaskin DF, AlZaher ZA, Abushowmi TH, et al. Effect of SiO₂ nanoparticles addition on the flexural strength of repaired acrylic denture base. *European journal of dentistry* 2020;14(1):19.

179. Safi IN. Evaluation the effect of nano-fillers (TiO₂, AL₂O₃, SiO₂) addition on glass transition temperature, E-Modulus and coefficient of thermal expansion of acrylic denture base material. *Journal of Baghdad College of Dentistry* 2014;26(1):37-41.
180. Balos S, Puskar T, Potran M, Milekic B, Djurovic Koprivica D, Laban Terzija J, et al. Modulus, strength and cytotoxicity of PMMA-silica nanocomposites. *Coatings* 2020;10(6):583.
181. Balos S, Pilic B, Markovic D, Pavlicevic J, Luzanin O. Poly (methyl-methacrylate) nanocomposites with low silica addition. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014;111(4):327-334.
182. Alamgir M, Mallick A, Nayak G, Tiwari SK. Development of PMMA/TiO₂ nanocomposites as excellent dental materials. *Journal of mechanical science and technology* 2019;33(10):4755-4760.
183. Wang R, Tao J, Yu B, Dai L. Characterization of multiwalled carbon nanotube-polymethyl methacrylate composite resins as denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014;111(4):318-326.
184. Qasim SB, Al Kheraif AA, Ramakrishaniah R. An investigation into the impact and flexural strength of light cure denture resin reinforced with carbon nanotubes. *World appl sci j* 2012;18(6):808-812.
185. Mahmood WS. The effect of incorporating carbon nanotubes on impact, transverse strength, hardness, and roughness to high impact denture base material. *Journal of Baghdad College of Dentistry* 2015;27(1):96-99.
186. Turagam N, Prasad Mudrakola D. Effect of Micro-Additions of Carbon Nanotubes to Polymethylmethacrylate on Reduction in Polymerization Shrinkage. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2013;22(2):105-111.
187. Wang R, Kayacan R, Küçükeşmen C. Nanotubes/polymethyl methacrylate composite resins as denture base materials. In: *Carbon Nanomaterials for Biomedical Applications*. Springer; 2016. p. 227-240.
188. Andreopoulos A, Papanicolaou G. Rubber-modified polymer composites. *Journal of materials science* 1987;22(9):3417-3420.
189. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016;115(3):321-328. e322.
190. Jones C, Billington R, Pearson G. The in vivo perception of roughness of restorations. *British dental journal* 2004;196(1):42-45.

191. Morgan T, Wilson M. The effects of surface roughness and type of denture acrylic on biofilm formation by *Streptococcus oralis* in a constant depth film fermentor. *Journal of applied microbiology* 2001;91(1):47-53.
192. Serrano-Granger C, Cerero-Lapiedra R, Campo-Trapero J, Del Río J. In vitro study of the adherence of *Candida albicans* to acrylic resins: relationship to surface energy. *International journal of prosthodontics* 2005;18(5).
193. Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly (methyl methacrylate) denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2019;121(2):347-352.
194. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Özcan M. A comparison of the surface properties of CAD/CAM and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). *Journal of prosthodontics* 2019;28(4):452-457.
195. Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. Influence of CAD/CAM fabrication on denture surface properties. *Journal of oral rehabilitation* 2018;45(5):406-413.
196. Arslan M, Murat S, Alp G, Zaimoglu A. Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. *Int J Comput Dent* 2018;21(1):31-40.
197. Amin M, Akbar M, Amin S. Hydrophobicity of silicone rubber used for outdoor insulation (an overview). *Rev. Adv. Mater. Sci* 2007;16(1-2):10-26.
198. Baba NZ. Materials and processes for CAD/CAM complete denture fabrication. *Current Oral Health Reports* 2016;3(3):203-208.
199. Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *Journal of the California Dental Association* 2013;41(6):407-416.
200. Yildirim M, Hasanreisoglu U, Hasirci N, Sultan N. Adherence of *Candida albicans* to glow-discharge modified acrylic denture base polymers. *Journal of oral rehabilitation* 2005;32(7):518-525.
201. Karaagaclioglu L, Can G, Yilmaz B, Ayhan N, Semiz O, Levent H. The adherence of *Candida albicans* to acrylic resin reinforced with different fibers. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2008;19(2):959-963.
202. An YH, Friedman RJ. Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterial surfaces. *Journal of biomedical materials research* 1998;43(3):338-348.
203. Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. *Journal of prosthodontics* 2019;28(2):e491-e495.

204. Murat S, Alp G, Alatalı C, Uzun M. In vitro evaluation of adhesion of *Candida albicans* on CAD/CAM PMMA-based polymers. *Journal of prosthodontics* 2019;28(2):e873-e879.
205. Choi JJE, Uy CE, Plaksina P, Ramani RS, Ganjigatti R, Waddell JN. Bond strength of denture teeth to heat-cured, CAD/CAM and 3D printed denture acrylics. *Journal of Prosthodontics* 2020;29(5):415-421.
206. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *The Journal of prosthetic dentistry* 2019;121(4):637-643.
207. Manufacture A. An investigation into the trueness and precision of copy denture templates produced by rapid prototyping and conventional means. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2017;25:186-192.
208. Quirynen Mv, Van Der Mei H, Bollen C, Schotte A, Marechal M, Doornbusch G, et al. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra-and subgingival plaque. *Journal of dental research* 1993;72(9):1304-1309.
209. Iqbal Z, Zafar MS. Role of antifungal medicaments added to tissue conditioners: A systematic review. *Journal of prosthodontic research* 2016;60(4):231-239.
210. Gendreau L, Loewy ZG. Epidemiology and etiology of denture stomatitis. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2011;20(4):251-260.
211. Hoshi N, Mori H, Taguchi H, Taniguchi M, Aoki H, Sawada T, et al. Management of oral candidiasis in denture wearers. *Journal of prosthodontic research* 2011;55(1):48-52.
212. de Oliveira CE, Gasparoto TH, Dionísio TJ, Porto VC, Vieira NA, Santos CF, et al. *Candida albicans* and denture stomatitis: evaluation of its presence in the lesion, prosthesis, and blood. *International journal of prosthodontics* 2010;23(2).
213. Amin WM, Al-Ali MH, Salim NA, Al-Tarawneh SK. A new form of intraoral delivery of antifungal drugs for the treatment of denture-induced oral candidosis. *European journal of dentistry* 2009;3(4):257.
214. Al-Fouzan AF, Al-Mejrad LA, Albarrag AM. Adherence of *Candida* to complete denture surfaces in vitro: A comparison of conventional and CAD/CAM complete dentures. *The journal of advanced prosthodontics* 2017;9(5):402.
215. Kattadiyil MT, Goodacre CJ. CAD/CAM technology: application to complete dentures. *Loma Linda Univ Dent* 2012; 23: 16-23.
216. Masri R, Driscoll CF. Clinical applications of digital dental technology. *Wiley Online Library*; 2015.

217. Vasilas A, Molina L, Hoffman M, Haidaris C. The influence of morphological variation on *Candida albicans* adhesion to denture acrylic in vitro. *Archives of oral biology* 1992;37(8):613-622.
218. Zarb GA, Hobkirk J, Eckert S, Jacob R. *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-supported prostheses*. 13th ed. Mosby:.
219. Ahmad ZM, Mustafa EA, Jawad IA. Adherence of *Candida albicans* to Flexible Denture Base Material. *Al-Rafidain Dental Journal* 2012;12(2):229-235.
220. Young B, Jose A, Cameron D, McCord F, Murray C, Bagg J, et al. Attachment of *Candida albicans* to denture base acrylic resin processed by three different methods. *International Journal of prosthodontics* 2009;22(5).
221. Choi JJE, Uy CE, Ramani RS, Waddell JN. Evaluation of surface roughness, hardness and elastic modulus of nanoparticle containing light-polymerized denture glaze materials. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2020;103:103601.
222. Borchers L, Tavassol F, Tschernitschek H. Surface quality achieved by polishing and by varnishing of temporary crown and fixed partial denture resins. *The Journal of prosthetic dentistry* 1999;82(5):550-556.
223. Doray PG, Eldiwany MS, Powers JM. Effect of resin surface sealers on improvement of stain resistance for a composite provisional material. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2003;15(4):244-250.
224. Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Ural C, Kulunk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry* 2006;96(1):33-40.
225. Şahin O, Dede DÖ, Köroğlu A, Yılmaz B. Influence of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of artificial teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 2015;114(1):130-137.
226. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;90(5):474-497.
227. Bertrand MF, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pégurier L, Bolla M. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2000;53(6):658-663.
228. Lee Y-K, Lu H, Powers JM. Effect of surface sealant and staining on the fluorescence of resin composites. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005;93(3):260-266.

229. Al Kheraif AA. Surface roughness of polyvinyl siloxane impression materials following chemical disinfection, autoclave and microwave sterilization. *The journal of contemporary dental practice* 2013;14(3):483.
230. Olan-Rodriguez L, Minah GE, Driscoll CF. *Candida albicans* colonization of surface-sealed interim soft liners. *Journal of prosthodontics* 2000;9(4):184-188.
231. Oliveira LV, Mesquita MF, Henriques GEP, Consani RLX, Fragoso WS. Effect of polishing technique and brushing on surface roughness of acrylic resins. *Journal of Prosthodontics* 2008;17(4):308-311.
232. Kaplan BA, Goldstein GR, Vijayaraghavan T, Nelson IK. The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: a profilometric and scanning electron microscopy study. *The Journal of prosthetic dentistry* 1996;76(1):34-38.
233. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DV. Effect of storage solution on surface roughness of provisional crown and fixed partial denture materials. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and reconstructive dentistry* 2004;13(4):227-232.
234. Bonatti MR, Cunha TR, Regis RR, Silva-Lovato CH, Paranhos HFO, De Souza RF. The effect of polymerization cycles on color stability of microwave-processed denture base resin. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2009;18(5):432-437.
235. Imirzalioglu P, Karacaer O, Yilmaz B, Ozmen MSc I. Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2010;19(2):118-124.
236. Assunção WG, Barão VAR, Pita MS, Goiato MC. Effect of polymerization methods and thermal cycling on color stability of acrylic resin denture teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 2009;102(6):385-392.
237. Scotti R, Mascellani SC, Forniti F. The in vitro color stability of acrylic resins for provisional restorations. *International Journal of Prosthodontics* 1997;10(2).
238. Sagsoz NP, Yanıkoglu N, Ulu H, Bayındır F. Color changes of polyamid and polymethyl methacrylate denture base materials. *Open Journal of Stomatology* 2014;4(10):489.
239. Flury S, Diebold E, Peutzfeldt A, Lussi A. Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2017;117(6):767-774.
240. Dayrell A, Takahashi J, Valverde G, Consani R, Ambrosano G, Mesquita M. Effect of sealer coating on mechanical and physical properties of permanent soft lining materials. *Gerodontology* 2012;29(2):e401-e407.

241. Boursidi S, Qureshi J, Soo S, Petridis H. Effect of different initial finishes and Parylene coating thickness on the surface properties of coated PMMA. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016;115(3):363-370.



9.ORIJİNALLIK RAPORU

ORIGINALITY REPORT

12%

SIMILARITY INDEX

PRIMARY SOURCES

1	acikerisim.omu.edu.tr Internet	193 words — 1%
2	ir.uiowa.edu Internet	151 words — 1%
3	hdl.handle.net Internet	130 words — 1%
4	docplayer.biz.tr Internet	108 words — < 1%
5	www.materialsresearch.org.br Internet	104 words — < 1%
6	tez.sdu.edu.tr Internet	103 words — < 1%
7	library.cu.edu.tr Internet	88 words — < 1%
8	halksagligiokulu.org Internet	81 words — < 1%
9	www.journalagent.com Internet	77 words — < 1%
10	acikerisim.istanbul.edu.tr Internet	

10.ÖZGEÇMİŞ

10 Aralık 1989 tarihinde Şırnak'ın Uludere ilçesinde doğdu. İlk ve orta öğrenimini Uludere ilçesinde tamamladı. 2007 yılında Şırnak Anadolu Lisesinden mezun olduktan sonra üniversite eğitimine Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde başlayarak 2014 yılında mezun oldu. 2014- 2017 yılları arasında Kocaelide özel bir klinikte diş hekimi olarak çalıştı. 2017 yılında Dicle üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında uzmanlık eğitime başlamıştır ve halen devam etmektedir. Kimya mühendisi Berivan Yarar ile evli ve bir çocuk sahibidir.